

ACTA DE EVALUACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL

Año académico 2016/17

DOCTORANDO: **ANDRÉS RUBIO, ANA ISABEL DE**

PROGRAMA DE DOCTORADO: **D332 DOCTORADO EN ELECTRÓNICA: SISTEMAS ELECTRÓNICOS AVANZADOS. SISTEMAS INTELIGENTES**

DPTO. COORDINADOR DEL PROGRAMA: **ELECTRÓNICA**

TITULACIÓN DE DOCTOR EN: **DOCTOR/A POR LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**

En el día de hoy 7/7/2017, reunido el tribunal de evaluación nombrado por la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado de la Universidad y constituido por los miembros que suscriben la presente Acta, el aspirante defendió su Tesis Doctoral, elaborada bajo la dirección de **ÓSCAR ESTEBAN MARTÍNEZ // MIGUEL EMBID SEGURA**.

Sobre el siguiente tema: **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE RADIACIONES IONIZANTES BASADO EN MATERIALES CENTELLEADORES Y FIBRA ÓPTICA PARA ENTORNOS DE PROTECCIÓN AMBIENTAL Y DE SALUD**

Finalizada la defensa y discusión de la tesis, el tribunal acordó otorgar la CALIFICACIÓN GLOBAL¹ de **(no apto, aprobado, notable y sobresaliente)**: **SOBRESALIENTE**

Alcalá de Henares, 7 de Julio de 2017

EL PRESIDENTE



Fdo.: JOSEBA ZUBIA

EL SECRETARIO



Fdo.: FERNANDO NAVARRO

EL VOCAL



Fdo.: VIRGILIO CARRECHER

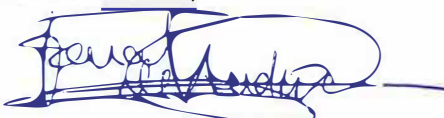
Con fecha 24 de Julio de 2017 la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado, a la vista de los votos emitidos de manera anónima por el tribunal que ha juzgado la tesis, resuelve:

- ☒ Conceder la Mención de "Cum Laude"
☐ No conceder la Mención de "Cum Laude"

La Secretaria de la Comisión Delegada



FIRMA DEL ALUMNO,



Fdo.: ANA ISABEL DE ANDRÉS RUBIO

¹ La calificación podrá ser "no apto" "aprobado" "notable" y "sobresaliente". El tribunal podrá otorgar la mención de "cum laude" si la calificación global es de sobresaliente y se emite en tal sentido el voto secreto positivo por unanimidad.

INCIDENCIAS / OBSERVACIONES:

En aplicación del art. 14.7 del RD. 99/2011 y el art. 14 del Reglamento de Elaboración, Autorización y Defensa de la Tesis Doctoral, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado, en sesión pública de fecha 24 de julio, procedió al escrutinio de los votos emitidos por los miembros del tribunal de la tesis defendida por **ANDRÉS RUBIO, ANA ISABEL DE**, el día 7 de julio de 2017, titulada **DESARROLLO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE RADIACIONES IONIZANTES BASADO EN MATERIALES CENTELLEADORES Y FIBRA ÓPTICA PARA ENTORNOS DE PROTECCIÓN AMBIENTAL Y DE SALUD**, para determinar, si a la misma, se le concede la mención "cum laude", arrojando como resultado el voto favorable de todos los miembros del tribunal.

Por lo tanto, la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado resuelve otorgar a dicha tesis la

MENCIÓN "CUM LAUDE"

Alcalá de Henares, 27 julio de 2017
EL PRESIDENTE DE LA COMISIÓN DE ESTUDIOS
OFICIALES DE POSGRADO Y DOCTORADO



Firmado digitalmente por VELASCO
PEREZ JUAN RAMON - DNI
03087239H
Fecha: 2017.07.28 11:10:49 -06'00'

Juan Ramón Velasco Pérez

Copia por e-mail a:

Doctorando: **ANDRÉS RUBIO, ANA ISABEL DE**

Secretario del Tribunal: **FERNANDO B. NARANJO VEGA.**

Directores de Tesis: **ÓSCAR ESTEBAN MARTÍNEZ // MIGUEL EMBID SEGURA**



Universidad
de Alcalá

ESCUELA DE DOCTORADO
Servicio de Estudios Oficiales de
Posgrado

DILIGENCIA DE DEPÓSITO DE TESIS.

Comprobado que el expediente académico de D./D^a _____
reúne los requisitos exigidos para la presentación de la Tesis, de acuerdo a la normativa vigente, y habiendo
presentado la misma en formato: ☐ soporte electrónico ☐ impreso en papel, para el depósito de la
misma, en el Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado, con el nº de páginas: _____ se procede, con
fecha de hoy a registrar el depósito de la tesis.

Alcalá de Henares a _____ de _____ de 20____



Fdo. El Funcionario



Programa de doctorado en Electrónica: Sistemas Electrónicos
Avanzados, Sistemas Inteligentes

DESARROLLO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE RA-
DIACIONES IONIZANTES BASADO EN MATERIALES
CENTELLEADORES Y FIBRA ÓPTICA PARA ENTORNOS
DE PROTECCIÓN AMBIENTAL Y DE SALUD

Tesis doctoral Presentada por

ANA ISABEL DE ANDRÉS RUBIO

Directores:

Dr. Óscar Esteban Martínez

Dr. Miguel Embid Segura

Alcalá de Henares 2017



Universidad
de Alcalá

DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA

Edificio Politécnico

Campus Universitario s/n

28805 Alcalá de Henares (Madrid)

Teléfono: 91 885 65 40

Fax: 91 885 65 91

dpto.electronica@uah.es

Dra. Sira Elena Palazuelos Cagigas, directora del Departamento de Electrónica de la Universidad de Alcalá,

INFORMA: Que la Tesis Doctoral titulada **“Desarrollo de un sistema de detección de radiaciones ionizantes basado en materiales centelleadores y fibra óptica para entornos de protección ambiental y de salud”** presentada por Dña. **Ana Isabel de Andrés Rubio**, y dirigida por los doctores D. Óscar Esteban Martínez y D. Miguel Embid Segura, reúne los requisitos científicos de originalidad y rigor metodológicos para ser defendida ante un tribunal.

Para que así conste y surta los efectos oportunos, se firma el presente informe en Alcalá de Henares, 28 abril de 2017

Fdo. Sira Elena Palazuelos Cagigas





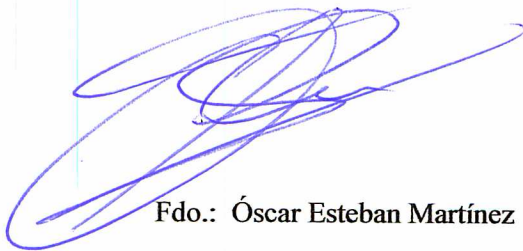
Universidad
de Alcalá

DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA
Edificio Politécnico
Campus Universitario s/n
28805 Alcalá de Henares (Madrid)
Teléfono: 91 885 65 40
Fax: 91 885 65 91
dpto.electronica@uah.es

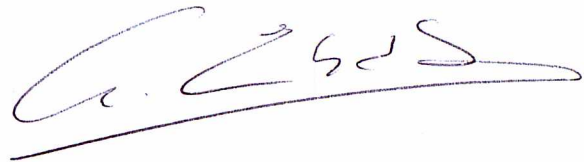
Dr. D. Óscar Esteban Martínez, Profesor Titular de Universidad de la Universidad de Alcalá,
Dr. D. Miguel Embid Segura, director del Laboratorio de Metrología de radiaciones Ionizantes del
CIEMAT.

INFORMAN: que la Tesis Doctoral titulada **Desarrollo de un sistema de detección de radiaciones ionizantes basado en materiales centelleadores y fibra óptica para entornos de protección ambiental y de salud**, presentada por D. Ana Isabel De Andrés Rubio y realizada bajo nuestra dirección, dentro del campo de la Ingeniería Fotónica, reúne los méritos de calidad y originalidad para optar al Grado de Doctor.

Alcalá de Henares a 28 de abril de 2017,



Fdo.: Óscar Esteban Martínez



Miguel Embid Segura

“Sólo tú puedes decidir qué hacer con el tiempo que se te ha
dado”

AGRADECIMIENTOS

La realización de esta tesis no hubiera sido posible sin la colaboración de las personas que cito a continuación. Cada una de ellas ha desarrollado un papel diferente, aunque no menos importante, en el proceso que ha dado lugar a la finalización del trabajo y por ello quiero agradecerse.

A mis directores de tesis Óscar Esteban y Miguel Embid por poner a mi alcance todo lo necesario para desarrollar el trabajo realizado. Al personal del Ciemat, por su apoyo y buen hacer en el trabajo.

A Sinead y todo el equipo de la Universidad de Limerick y de la clínica Galway que no sólo han puesto a mi disposición sus conocimientos y medios para realizar mi trabajo, si no que su acogimiento como uno más del equipo ha hecho muy grata la estancia en Irlanda.

A mis compañeros de la segunda planta, por suplirme en mis ausencias y por hacer el camino más llano, a Jose Luis, Sira, Fernando, Miguel, Almudena y en especial a Ernesto por sus sesiones improvisadas de coaching en los momentos críticos.

A mis padres que me pusieron en camino con su esfuerzo y su ejemplo, serán siempre mi referencia en la vida.

A mis amigas que tanto me han cuidado y animado en todas las etapas de este trabajo, Almudena, Esther, María y Marisol, sin vuestro apoyo nunca habría tenido tiempo para terminar.

A la paciencia de mis hijos Álvaro, Nacho, Jaime, Lucía, Almudena y Guille. Recuperaremos el tiempo que os debo.

A Andy. Tú eres la razón de mi existencia y el director de escena que ha hecho posible que se estrene la función.

RESUMEN

Este trabajo de tesis tiene como objetivo diseñar un detector de radiación gamma de bajo coste y fácil manejo que pueda ser utilizado en múltiples entornos como alarma temprana en el ámbito de vigilancia radiológica. De los distintos tipos de sensores de radiación ionizante que existen, se ha centrado la investigación en mejorar el diseño de un sensor basado en el centelleo de materiales cerámicos acoplados a una fibra óptica de plástico que sirve de guía a la luz producida en el detector y la lleva hasta el instrumento de medida.

Se ha investigado la eficiencia de dos materiales cerámicos ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ y $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$) en formato polvo. Ambos materiales emiten luz en rango visible al ser irradiados con rayos X o gamma. Según criterios de rendimiento basados en el compromiso entre el coste y la eficiencia de centelleo del material, se ha elegido finalmente como fluoróforo el Oxisulfuro de Gadolinio dopado con Terbio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$), comprobándose que este material es el más eficaz para detectar la emisión de una fuente de ^{137}Cs así como para fuentes de rayos X de alta energía usadas en radioterapia.

Asimismo, se ha conseguido mejorar el acoplamiento de luz emitida por el fluoróforo a una fibra óptica de polímero (PMMA) convencional, realizando estrechamientos localizados en la zona de

la fibra en contacto con el material cerámico. Se ha constatado una mejora notable en la relación señal-ruido medida con un espectrómetro convencional sin necesidad de utilizar elementos fotomultiplicadores, lo que simplifica el sistema final de medida y reduce sus costes.

Tanto el proceso de estrechamiento como el de inmovilización del material en el extremo de la fibra han sido objeto de la investigación de esta tesis, como parte del proceso para optimizar el diseño final del detector. Las fibras estrechadas mediante ataque químico con un perfil homogéneo, y la inmovilización del polvo en seco en una cápsula de teflón, ha resultado la configuración con mejores resultados en la relación señal-ruido medida al irradiar los detectores con rayos X y gamma.

Finalmente se ha llegado a caracterizar un detector discreto con rayos gamma de media energía proveniente de una fuente calibrada de ^{137}Cs . Se ha comprobado también que los sensores son eficaces con fuentes de rayos X de baja energía así como con una fuente de rayos X de aplicación en radioterapia. El sistema propuesto es más barato, de fácil manejo y con una relación señal-ruido mejorada con respecto a los detectores del mismo tipo existentes actualmente en el mercado.

ABSTRACT

The main goal of the following thesis is the design of a low cost and easy to use gamma radiation detector which could be used in multiple environments such as early warning in the field of radiation protection. Of the different types of ionizing radiation sensors that exist, the research has focused on improving the design of a scintillation-based sensor of ceramic materials coupled to a plastic optical fiber that serves as a guide to the light produced in the detector taking it to the measuring instrument.

The work has been focused in the investigation of the efficiency of two ceramic materials ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S: Tb}$ and $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S: Eu}$) in powder form. Both materials emit light in the visible when irradiated with X-rays or gamma. According to performance criteria based on the compromise between cost and quantum efficiency, Terpho doped Gadolinium Oxisulfide ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S: Tb}$) was finally chosen as fluorophore, proving that this material is the most efficient for detecting emission from a source Of ^{137}Cs as well as for high energy X-ray sources used in radiotherapy.

Also, it's been possible to improve the coupling of light emitted by the fluorophore to a conventional polymer optical fiber (PMMA), making localized narrowings in the area of the fiber in contact with the ceramic material. A quite important improvement in the signal-to-noise ratio measured with a conventional

spectrometer has been observed without the use of photomultiplier elements, which simplifies the final measurement system reducing its costs.

Both, narrowing and immobilization process of the material at the end of the fiber have been the object of the investigation of this thesis as part of the process in order to optimize the final design of the detector. The fibers tightened through chemical etching with an homogeneous profile and the immobilization of the dry powder in a Teflon capsule have gotten to a new configuration with better results in the signal-to-noise ratio measured when irradiating the X-ray and gamma-ray detectors.

Finally, a discrete detector with gamma rays of medium energy coming from a source calibrated of ^{137}Cs has been characterized. It has also been found that the sensors are effective with low-energy X-ray sources as well as an X-ray source for application in radiotherapy. The proposed system is cheaper, easier to operate and has an improvement on terms of signal-to-noise ratio compared to detectors of the same type currently on the market.

INDICE GENERAL

Capítulo 1.	1
Introducción y objetivos de la tesis	1
1.1. Antecedentes	2
1.2. Procedimiento	5
Capítulo 2.	11
Sensores de radiación ionizante	11
2.1. Radiaciones ionizantes.	12
2.2 Medida de las radiaciones ionizantes	15
2.2.1. Magnitudes y unidades.	16
2.2.2. Detección de la radiación ionizante	21
2.3. Fundamentos de los detectores de centelleo	25
2.4. Fundamentos de fibra óptica.	33
2.5. Revisión de la literatura: sensores de radiación.	39
2.5.1. Detectores intrínsecos	40
2.5.2 Detectores extrínsecos	42
2.6. Resumen	48
Capítulo 3.	50
Diseño y Fabricación de Transductores	50
3.1 Materiales	50
3.2. Proceso de estrechamiento de fibras.	57

3.2.1. Estrechamiento por ataque químico.....	58
3.2.2. Estrechamiento termomecánico.	66
3.3 Inmovilización del material centellador.	73
3.3.1 Inmovilización del centelleador en una matriz de epoxi...73	
3.3.2 Inmovilización del centelleador en una cápsula.....	76
3.4 Resumen	86
Capítulo 4.	88
Validación de los sensores como detectores de radiación	
ionizante.....	88
4.1 Medidas con radiación gamma	89
4.2. Medidas con rayos X	113
4.3. Resumen	123
Capítulo 5. Conclusiones y Trabajos Futuros	126
5.1. Conclusiones	127
5.2. Propuestas de trabajos futuros	131
Apéndice I. Publicaciones y comunicaciones que ha dado	
lugar esta tesis	132
Referencias	134

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Espectro de radiación electromagnética en función de la energía y la longitud de onda [1].	13
Figura 2.2. Contribución de las diferentes fuentes de radiación naturales y artificiales a la dosis media total anual recibida por la población española.	15
Figura 2.3. Principales tipos de detectores que existen actualmente.	23
Figura 2.4. Estructura de bandas de energía de un material centellador inorgánico activado.	26
Figura 2.5. Espectro de emisión de algunos centelleadores inorgánicos usados en la detección de radiación ionizante de forma habitual, medidos con dos tubos fotomultiplicadores típicos [16].	30
Figura 2.6. Estructura de una fibra óptica y guiado de luz en su interior [29].	35
Figura 2.7. Índice de atenuación típico de una fibra óptica de PMMA.	38

Figura 3.1.a. Espectro de absorción y emisión de UKL63/L-R1 (Gd2O2S:Eu).	52
Figura 3.1.b. Espectro de absorción y emisión de UKL65/UF-R1 (Gd2O2S:Tb).....	53
Figura 3.2. Fibra estrechada mediante ataque químico, a) perfil homogéneo, b) perfil lineal	59
Figura 3.3. a) Set up experimental para el estrechamiento químico de la fibra. b) detalle de la superficie de la fibra atacada con acetona pura vista con lupa con aumento 3x.	61
Figura 3.4. Medidas realizadas con fibra de perfil homogéneo (línea sólida) y perfil lineal (línea discontinua)	63
Figura 3.5. Medidas de diferentes muestras de fibras estrechadas con ataque químico y perfil homogéneo con diferente diámetro final correspondientes a la tabla 3.2, iluminadas con un led de 525 nm y 32 nm de anchura espectral.	65
Figura 3.6. Montaje experimental para hacer los estrechamientos termomecánicos.....	68

Figura 3.7. a) Perfil de las fibras estrechadas termomecánicamente. b) superficie de la fibra vista con una lupa con aumento 2x..... 69

Figura 3.8. Resultados de medir la luz de un led verde transmitida por una fibra con diferentes estrechamientos termomecánicos según la tabla 3.3. 71

Figura 3.9. Medidas de la luz de un led verde transmitida por una fibra estrechada con el método químico (línea continua) y método termomecánico (línea discontinua) 72

Figura 3.10. Detector fabricado con mezcla de epoxi Epo-Tek 301 y polvo de óxido de gadolinio $Gd_2O_2S:Tb$. a) aspecto final del cabezal sensor. b) cabezal sensor aislado de luz exterior 76

Figura 3.11. Ejemplo de cápsulas de inmovilización del fluoróforo en seco. a) microtubo pintado con pintura reflectante, b) cápsula de teflón c) y d) aspecto final de los cabezales sensores fabricados con ambas cápsulas..... 78

Figura 3.12. Espectro obtenido para dos muestras fabricadas con fibras estrechadas por ataque químico y método de inmovilización del gadox dopado con Eu en formato polvo: en seco (línea sólida) y mezclado con epoxi (línea discontinua) al someterlas a radiación UV. 80

Figura 3.13. Set up experimental para validar el proceso de estrechamiento de las fibras con una cápsula de gadox dopado con Eu y luz U.V..... 82

Figura 3.14. Respuesta del detector fabricado con $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$, dentro de un microtubo de plástico con un capilar de vidrio centrado. a) Señal de fluorescencia recogida por la fibra estrechada químicamente (línea sólida) y fibra sin estrechar (línea discontinua) b) Señal de fluorescencia recogida por la fibra estrechada termomecánicamente (línea sólida) y fibra sin estrechar (línea discontinua). Fuente de irradiación: Led UV 370E, tiempo de irradiación: 100ms..... 83

Figura 3.15. Espectro medido con una cápsula de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$ iluminada con 3 diodos UV con dos fibras estrechadas por ataque químico de 0,68 mm de diámetro (línea sólida) y 0,74 mm de diámetro (línea discontinua) 85

Figura 4.1. Configuración experimental para las medidas de radiación gamma con fuente de ^{137}Cs . Disposición de las muestras en la sala de irradiación y del sistema de medida en la sala de control..... 91

Figura 4.2 Espectro de emisión de los detectores bajo irradiación de una fuente de ^{137}Cs con fotones de energía 662keV, tasa de

Kerma 1 Gy/h con la fibra estrechada (línea continua) y fibra sin tratar (línea puntos)..... 92

Figura 4.3. Espectro de emisión medido para el cabezal C1, cuyas propiedades se incluyen en la tabla 4.1, con tasas de kerma 2, 1, 0,75, 0,5 Gy/h y 20 s de tiempo de integración. . 94

Figura 4.4. Espectro de emisión medido para el cabezal C2 de la tabla 4.1, con tasas de kerma 2 Gy/h (línea sólida), 1 Gy/h (línea discontinua), 0,75 Gy/h (línea semisólida), 0,5 Gy/h (línea puntos) y 20 s de tiempo de integración. 95

Figura 4.5. Ajuste lineal de la intensidad a la longitud de onda a 543 nm, para la muestra fabricada con 1,16 g de $Gd_2O_2S:Tb$ en microtubo de polipropileno con fibras estrechadas por ataque químico (cuadros) y termomecánico (círculos)..... 97

Figura 4.6. Ajuste lineal del máximo local de las muestras C1 (cuadros) y C2 (círculo) en función de la dosis aplicada. a) Máximo local @ 586 nm b) Máximo local @ 620 nm. 98

Figura 4.7. Intensidad medida en la muestra C1 para una tasa de kerma en aire de 0,5 Gy/h, con tiempos de integración de 20 s (línea sólida), 10 s (línea discontinua) y 5 s (línea punteada) 99

Figura 4.8. Medida del espectro de emisión de la muestra fabricada con una cápsula de 25 mm de diámetro y 5,8 cm de longitud, 59,65 g de $Gd_2O_2S:Tb$ para dosis 2 Gy/h (línea continua), 1 Gy/h (línea discontinua), 0,75 Gy/h (línea puntos) y 0,5 Gy/h (semisólida), con 20 s de tiempo de integración ..102

Figura 4.9. Espectro obtenido con tasa de kerma 2 Gy/h y 20 s de tiempo de integración para el cabezal fabricado con un microtubo y 2 g de gadox de Tb (línea sólida) y una cápsula de polipropileno con 59,65 g de gadox de Tb (línea discontinua).103

Figura 4.10. Resultado de la respuesta temporal del sensor fabricado sobre una fibra de 27 m con un estrechamiento químico e inmovilización del fluoróforo en seco en una cápsula de teflón. Medidas para tasa de kerma de 2, 1,5, 1 y 0,5 Gy/h con 5 s de tiempo de integración. Respuesta medida en el pico de emisión principal del Gadox:Tb a 543 nm.105

Figura 4.11. Medidas On-Off para la muestra fabricada sobre una fibra de 27 m, estrechamiento químico y gadox:Tb en cápsula de teflón. Tasa de kerma en aire aplicada de 1 Gy/h y 7 s de tiempo de integración.107

Figura 4.12. Conexión utilizada para conectar las fibras con el cabezal sensor con la fibra fija que llega hasta el espectrómetro	109
---	-----

Figura 4.13. Medidas realizadas con las muestras en fibra de 1 m a) cabezal sensor con fibra estrechada por ataque químico b) cabezal sensor con fibras estrechada por ataque termomecánico. Tasa de kerma 2, 1,5, 1, 0,5, 0,3 y 0,2 Gy /h y 10s de tiempo de integración	111
---	-----

Figura 4.14. Respuesta de un sensor fabricado con 0,5 g de $Gd_2O_2S:Eu$, fibra estrechada por ataque químico de 0,95 mm de diámetro y 1,5 cm de longitud. Fuente de irradiación: tubo de rayos X con 150 Kv y 10 mA.	114
--	-----

Figura 4.15. Configuración experimental utilizada para la medida de la radiación de 6 MeV con detectores $Gd_2O_2S:Tb$ inmovilizados en una matriz epoxi. Sala de radioterapia de la clínica Galway.	116
--	-----

Figura 4.16. Comparación de las muestras fabricadas con un proceso de calidad alto (línea sólida) y con un proceso de calidad bajo (línea puntos).	117
---	-----

Figura 4.17. Medida del sensor con fibra sin estrechar (línea de puntos) frente a medida de las muestras estrechadas: con	
--	--

acetona (línea sólida) y termomecánicamente (línea discontinua)119

Figura 4.18. Análisis en frecuencia de las señales obtenidas para los tres sensores medidos con la fibra estrechada de forma química, (LM_1) termomecánica (LM_3) y sin tratar (LM_2). Se ha incluido el espectro de la señal de ruido.120

Figura 4.19. Comparación entre sensores fabricados con fibra térmica, inmovilizado en una mezcla con epoxi (línea discontinua) o en seco (línea sólida)122

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Factor de ponderación de cada órgano con respecto al total del cuerpo humano para determinar la dosis efectiva [5].	21
Tabla 3.1 Características físicas de los materiales centelleadores usados ([7], [57])	53
Tabla 3.2 Muestras realizadas con estrechamiento químico y diferente diámetro final.....	64
Tabla 3.3. Muestras obtenidas por el método de estrechamiento termomecánico con distinto diámetro final	70
Tabla 3.4. Encapsulados utilizados para inmovilización del gadox en seco	78
Tabla 3.5. Características de las secciones útiles de las fibras utilizadas para irradiar un cabezal sensor fabricado con gadox de Eu, irradiadas con un conjunto de 3 LED's UV	83
Tabla 4.1. Características de los cabezales sensores fabricados con un microtubo de polipropileno, con dos estrechamientos de fibra diferente y 0,15 g de gadox de Tb	93

Tabla 4.2. Características de los sensores irradiados con una fuente LINAC	118
--	-----

Capítulo 1.

Introducción y objetivos de la tesis

Esta tesis presenta el resultado de la investigación realizada sobre el uso de materiales fluorescentes y fibra óptica en sensores de radiaciones ionizantes, con el objetivo de diseñar un sensor de radiación gamma de bajo coste. La luz emitida por el material se transmite por la fibra hasta un espectrómetro de uso convencional donde se mide la intensidad de la luz. Los materiales utilizados y el tratamiento previo de la fibra óptica hacen que la respuesta de este sensor mejore los resultados publicados hasta ahora sobre sensores del mismo tipo; con esta mejora se consigue evitar el uso de fotomultiplicadores o detectores de alta ganancia, que encarecen el diseño final.

1.1. Antecedentes

La radiación gamma es una radiación electromagnética de alta capacidad de penetración e ionización de la materia. Este tipo de radiación se utiliza en muchos ambientes de forma beneficiosa, como pueden ser tratamientos y diagnósticos médicos, esterilización de alimentos, investigación, etc., pero también, puede producir efectos nocivos sobre los seres vivos. Esto hace necesaria la detección y medida de la radiación en aquellos ambientes donde pueda estar presente. Todas las acciones que llevan a evitar o minimizar los daños producidos por la radiación se enmarcan dentro del campo de la protección y vigilancia radiológica, en este ámbito, puede ser conveniente disponer de sensores que determinen la existencia de radiación por encima de un umbral de seguridad, sin necesidad de medir en primera instancia la dosis exacta. Esto resulta útil para dar una alarma temprana en algunos entornos como, por ejemplo, en zonas donde hay vigilancia ambiental, en lugares donde hay control de mercancías, en ámbitos hospitalarios, etc.

Debido a la propia naturaleza de la radiación, la detección de la misma no puede realizarse de forma directa; se hace necesario, por tanto, el uso de instrumentos adecuados de detección y medida. Teniendo en cuenta su funcionalidad, éstos se pueden clasificar como detectores de radiación o como dosímetros. Esta

clasificación permite considerar los sensores propuestos en esta tesis únicamente como detectores, ya que en las pruebas realizadas no se ha establecido la relación entre las medidas y la dosis aplicada. Por lo tanto, estos detectores se proponen como un instrumento útil para dar una alarma temprana ante la presencia de radiación gamma o rayos X por encima de un umbral determinado, sin especificar la dosis exacta que pudiera haber en el entorno.

Todos los detectores de radiación se basan en la interacción de la radiación con la materia y los efectos que produce en ella. Uno de estos efectos mostrado por algunos materiales es la emisión de luz visible al aplicarles radiación; estos materiales llamados centelleadores pueden encontrarse en estado sólido, líquido o gaseoso. La ventaja que presentan los detectores que utilizan centelleadores en estado sólido o líquido frente a otros detectores basados en ionización de gases, es que su densidad es mayor, por lo tanto, la probabilidad de que la radiación interaccione con la materia aumenta.

En los últimos años ha habido un gran desarrollo en la fabricación de nuevos materiales centelleadores con mayor rendimiento en la producción de luz, aun así, la cantidad de fotones visibles que se producen en un material centelleador por cada fotón gamma o rayos X que interacciona es baja y por lo tanto la señal

que se registra en un fotodetector convencional es débil. Esto hace que se requieran tubos fotomultiplicadores o detectores de alta ganancia para poder medir con eficacia la luz emitida por el centelleador. Estos equipos suelen necesitar alto voltaje y refrigeración para operar, lo que complica su uso y eleva el coste del detector.

Una de las técnicas recientes para la detección de radiación con materiales centelleadores sólidos es el uso combinado de estos materiales con fibra óptica. Por lo general, las medidas de radiación en vigilancia de área se hacen en remoto; la longitud de la fibra y sus propiedades de guiado de luz hacen que sea un medio ideal para la transmisión de la luz emitida por un centelleador sometido a un campo de radiación, situado a una cierta distancia del detector.

Las ventajas de utilizar fibra óptica frente a otros métodos son múltiples; es inmune al ruido electromagnético, es muy versátil y resistente, lo que la hace idónea para utilizarla en ambientes hostiles, transmite la luz con bajas pérdidas, y además el coste es muy bajo. Estas propiedades hacen también que se puedan fabricar sensores casi-distribuidos de fibra óptica, de manera que una magnitud podría medirse en varios puntos a la vez con una sola fibra y un único instrumento de medida.

Teniendo en cuenta lo descrito anteriormente, la investigación de esta tesis se centra en mejorar la eficiencia de recogida de la luz producida por la radiación en un material centelleador acoplado a una fibra óptica de plástico, y evitar así el uso de fotomultiplicadores y elementos de alta ganancia que encarecen este tipo de sensores. Para conseguir este objetivo, se propone como técnica, el tratamiento de las fibras mediante estrechamientos localizados. Esta técnica, descrita en la literatura, mejora el acoplamiento de la luz hacia el interior de la fibra, por lo que la cantidad de fotones que se transmiten hasta el fotodetector aumenta, incrementando así la señal recibida. Por tanto, la medida de la intensidad de la luz se puede realizar con fotodetectores convencionales, sin elementos de alta tensión o refrigerados, simplificando el diseño del sistema y reduciendo su coste final. Las técnicas de estrechamiento e inmovilización del fluoróforo y su influencia sobre la señal detectada son también objetos de investigación en la tesis.

1.2. Procedimiento

El diseño adoptado para el detector desarrollado es de tipo extrínseco, esto es, la fibra óptica es un mero transmisor de la luz que emite el centelleador. La fibra utilizada es una fibra de polímero (PMMA) de 1mm de diámetro. Una de las ventajas de utilizar este tipo de fibra frente a las de vidrio, se debe a que las

fibras de PMMA se fabrican con un diámetro mayor lo cual permite que la capacidad de acoplar luz hacia el interior de la fibra sea mayor. Otra de las ventajas de utilizar fibra de polímero, es que en la actualidad se fabrican fibras muy resistentes y menos frágiles que las de vidrio, por lo que las hace idóneas para introducir las en ambientes hostiles. Por otro lado, tienen el inconveniente de que la atenuación de la señal que transmiten es mayor que en las fibras de vidrio, pero esto no es un problema determinante en las aplicaciones propuestas en esta tesis, ya que las distancias empleadas en las aplicaciones planteadas para este sensor no superan unas cuantas decenas de metros, por tanto, las pérdidas que se producen en la señal son asumibles. Además, la cantidad de fotones que son capaces de recoger debido a su mayor diámetro, compensa también en parte las pérdidas que se producen.

Para evitar el uso de fotomultiplicadores, como se ha dicho anteriormente, se han utilizado técnicas de estrechamiento localizado de las fibras, referidas por varios autores. Los estrechamientos se han realizado con dos técnicas diferentes: ataque químico con acetona o estrechamiento termomecánico. Los capítulos posteriores describirán en profundidad los procesos llevados a cabo y la influencia de la técnica de estrechamiento en la respuesta del sensor.

La determinación del material centelleador usado en el diseño de los detectores, ha sido el resultado de la investigación realizada sobre la eficiencia de diversos materiales referidos en la literatura; desde plásticos orgánicos, cristales de materiales específicos, compuestos inorgánicos de diferente naturaleza, hasta fibras ópticas dopadas específicamente para detectar radiación. Finalmente se ha optado por utilizar como materiales centelleadores Oxisulfuros de Gadolinio dopados con tierras raras (gadox). Estos materiales tienen una alta eficiencia en la producción de fotones por MeV de energía incidente, son fáciles de manejar, son estables y además de bajo coste. En concreto se han fabricado sensores con $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$ y $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$, en formato polvo. En los siguientes capítulos se hará un análisis de las ventajas de cada uno de estos materiales a la hora de determinar el diseño final del sensor.

La forma de inmovilizar el polvo en el extremo de una fibra estrechada es también objeto de estudio en esta tesis. Se han adoptado dos formas de realizar la inmovilización del fluoróforo: incorporando el material a una matriz de epoxi transparente o inmovilizando el polvo en una cápsula en el extremo de la fibra.

Para conseguir el objetivo final de diseño del sensor, con las características y técnicas descritas anteriormente, en esta tesis se han seguido los siguientes pasos:

a) En primer lugar se ha investigado sobre los perfiles inducidos en las fibras, mediante estrechamientos localizados, ya sea por estrechamiento químico o termomecánico, para determinar la influencia del método de estrechamiento en la eficiencia del sensor.

b) Asimismo se ha investigado en el método de inmovilización del gadox en el extremo de la fibra estrechada, comparando las medidas de sensores fabricados con los dos tipos de inmovilización descritos, para determinar la geometría óptima del sensor.

c) Por último se ha comprobado existencia de luz fluorescente bajo condiciones de irradiación con rayos X y gamma constataando la mejora que introduce este diseño en la relación señal-ruido, en comparación con resultados publicados con anterioridad.

Las medidas realizadas con los sensores fabricados, se han llevado a cabo en condiciones de presión y temperatura ambiente ya que, las propiedades físicas de la fibra, el gadox o, en su caso, el epoxi utilizado, son altamente estables ante cambios de presión y temperatura. Se ha evaluado la respuesta espectral de los mismos, el umbral de detección, la respuesta dinámica del detector y la geometría óptima de diseño.

En los experimentos realizados se ha conseguido medir radiación proveniente de una fuente calibrada de ^{137}Cs ; este tipo de fuente es el patrón estándar para caracterizar los detectores de radiación gamma. La emisión principal de esta fuente son fotones con una energía aproximada de 662 keV, y las irradiaciones de las muestras se han llevado a cabo con tasas de kerma en aire de 2 Gy/h a 0,5 Gy/h. No obstante, se han realizado medidas también con fuentes de rayos X y con fotones de alta energía provenientes de un acelerador de partículas de uso clínico. El motivo de realizar estas últimas medidas, ha sido validar la mejora que supone el diseño de los nuevos detectores frente a los descritos hasta ahora en la literatura, ya que la mayoría de las referencias consultadas utilizan fuentes de este tipo.

La investigación llevada a cabo en este trabajo, se ha desarrollado dentro del proyecto MAGMA financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad (TEC2014-58843-R) con la participación del Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (Ciemat).

Como resultado del trabajo realizado, se presenta un detector de radiación gamma de media energía, basado en el acoplamiento de un material centelleador a una fibra óptica. El tratamiento mediante estrechamientos localizados de la fibra, permite evitar el uso de elementos fotomultiplicadores, reduciendo el coste del

sensor y mejorando la relación señal ruido que proporcionan otros detectores del mismo tipo. La estructura seguida en este documento es la siguiente:

En el capítulo 2, se recogen las técnicas fundamentales de detección de radiaciones ionizantes, así como los fundamentos de centelleo y fibra óptica en los que se basan los detectores diseñados. Se incluye también una revisión de la literatura sobre este tipo de sensores.

El capítulo 3 describe los procesos de fabricación de los detectores. Las técnicas llevadas a cabo para el estrechamiento de la fibra, la inmovilización del fluoróforo, así como los distintos experimentos que han llevado a determinar la geometría y el tamaño final del detector más eficiente.

En el capítulo 4 se presentan los resultados experimentales obtenidos al someter los detectores a radiación gamma y a fuentes de rayos X. En este capítulo se muestran las mejoras que introduce el sensor diseñado, frente a otros detectores similares y se establece el umbral de detección, así como las aplicaciones donde puede ser útil.

Por último, el capítulo 5 está dedicado a las conclusiones de este trabajo, y las propuestas de trabajo futuro.

Capítulo 2.

Sensores de radiación ionizante

En este capítulo se hará una revisión de los conceptos fundamentales utilizados en esta tesis, así como una revisión de los sistemas existentes de medida de la radiación basados en fibra óptica. Los epígrafes 2.1-2.2 enmarcan el ámbito de medida de las radiaciones ionizantes, dando una visión global de dónde se pueden encontrar, cuáles son sus características principales, cómo se miden y cómo afectan a las personas, así como un resumen de los instrumentos de medida más comunes. Los apartados 2.3 - 2.4 explican los fundamentos físicos del proceso de centelleo, así como los materiales más habituales utilizados en este campo y a los fundamentos de la fibra óptica respectivamente. Por último, se expone una revisión de la literatura sobre los distintos sistemas de detección de radiación ionizante que utilizan tanto fibra óptica como materiales centelleadores o una combinación de ambos.

2.1. Radiaciones ionizantes.

La detección y medida de la radiación ionizante es un campo en continuo desarrollo tanto para la protección ambiental como de los seres vivos. Este tipo de radiación se produce de forma natural en elementos radiactivos o de forma artificial en distintas actividades desarrolladas por el hombre; en ambos casos se requiere la detección y medida de estas radiaciones con sensores específicos para cada tipo. El diseño de estos sensores depende de la energía de la radiación a medir y el entorno en el que se quieren medir.

El origen del estudio de las radiaciones ionizantes comenzó cuando en 1896, Henri Bequerel descubrió de forma accidental la emisión de una radiación desconocida proveniente de una sal de Uranio, se denominaron rayos X al desconocer su naturaleza. Este hecho fue el punto de partida para que el matrimonio Curie iniciara sus investigaciones sobre la radioactividad; en 1903 recibieron el premio Nobel de física junto con Henri Bequerel por sus descubrimientos sobre la radiación. A partir de entonces se desarrolló la tecnología y se amplió el conocimiento sobre el tema llevando al descubrimiento de nuevas formas de radiación y nuevos elementos radiactivos [1].

Una primera clasificación distingue los tipos de radiación ionizante en dos grupos principales: partículas cargadas, entre las

que se encuentran las partículas alfa y beta, y partículas sin carga, entre las que se distinguen los neutrones, los rayos X y radiación gamma. Estos dos últimos tipos, de naturaleza electromagnética, son a los que se dedican los dispositivos desarrollados en esta tesis. En la figura 2.1 se muestra un esquema del espectro electromagnético donde se ubican los diferentes tipos de radiaciones en función de su energía y su longitud de onda; en la figura puede verse la energía aproximada partir de la cual las radiaciones son ionizantes, y en particular el caso de las radiaciones X y gamma que comparten un cierto rango de energía [1].

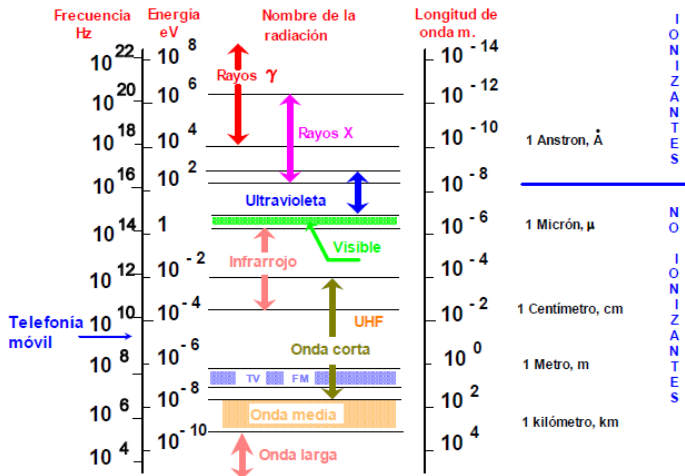


Figura 2.1. Espectro de radiación electromagnética en función de la energía y la longitud de onda [1].

Las radiaciones ionizantes se descubrieron útiles para gran cantidad de aplicaciones, pero a su vez, también se observaron los efectos nocivos que pueden producir en los tejidos vivos de donde surge la necesidad de medirlas y establecer métodos de protección [2].

A medida que las radiaciones se han ido haciendo presentes en la vida cotidiana, se han establecido normas y límites de dosis, reguladas por organismos nacionales o internacionales. En el caso de España, ese organismo es el Consejo de Seguridad Nuclear, (CSN). A nivel internacional es la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). El CSN mantiene la información sobre las fuentes más habituales de radiación, ya sean naturales o artificiales, y las dosis típicas de cada una de ellas. En la figura 2.2 se muestra un esquema de las dosis y las fuentes habituales de radiación ionizante natural y artificial que contribuyen a la dosis media total anual recibida por la población española [3].

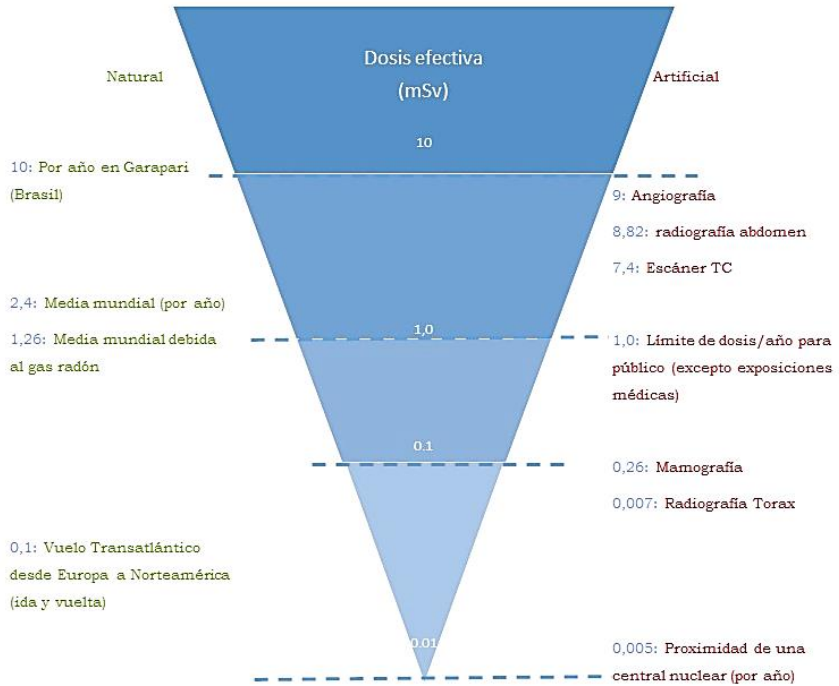


Figura 2.2. Contribución de las diferentes fuentes de radiación naturales y artificiales a la dosis media total anual recibida por la población española.

2.2 Medida de las radiaciones ionizantes

Debido a la naturaleza de las radiaciones ionizantes, se hace necesario establecer diferentes magnitudes y unidades específicas para caracterizarlas. Estas magnitudes dan información sobre la fuente o sobre los efectos de la radiación en la materia y los

tejidos vivos. A continuación, se hace un breve resumen de las principales magnitudes y unidades que se utilizan en la medida y detección de radiación ionizante [4].

2.2.1. Magnitudes y unidades.

Para caracterizar una fuente radiactiva se utiliza una magnitud que informa sobre la cantidad de desintegraciones por unidad de tiempo de la misma, esta magnitud se denomina Actividad y está determinada por la ecuación 2.1

$$\left. \frac{dN}{dt} \right|_{des} = -\lambda N \quad (2.1),$$

Donde N es el número de núcleos radiactivos y λ se define como la constante de desintegración. El Bequerelio definido como desintegraciones por segundo, es la unidad de la actividad en el SI.

Las fuentes radiactivas, provocan la ionización del medio que atraviesan liberando partículas cargadas de los átomos. El kerma es una magnitud característica de un campo de partículas no cargadas (neutrones y fotones) que cuantifica la energía transmitida al medio definida por la ecuación 2.2

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.2),$$

Donde dE_{tr} representa el total de todas las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por los fotones que interaccionan con la materia y dm es la masa de la materia. Su unidad en el sistema internacional es el Gy (J/kg).

Cuando se quiere cuantificar la energía media impartida por la radiación a la materia al ser irradiada, la magnitud utilizada se denomina dosis absorbida y se representa mediante la ecuación 2.3

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.3),$$

donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media depositada por la radiación ionizante en un volumen elemental de materia y dm es la masa de la materia. Su unidad en el SI también es el Gy (J/kg). La dosis absorbida resulta válida para cualquier tipo de radiación y requiere especificar el material en el que se cede la energía.

Para explicar la relación que existe entre la dosis y el kerma, se considera una pequeña cantidad de materia aislada, dm , sobre la que incide radiación gamma; la suma de la energía cinética de todas las partículas cargadas liberadas componen el kerma, pero tan sólo una fracción de esta energía quedará absorbida en la masa de referencia, la dosis absorbida. En estas condiciones el kerma será siempre mayor que la dosis. En cambio, si la muestra de masa elegida está rodeada por una gran cantidad de masa

de idéntica naturaleza, la energía que escapa del elemento de masa dm , puede venir compensada por otras partículas procedentes de la materia circundante, que penetran en dm . Si se produce esta circunstancia conocida como equilibrio electrónico y es despreciable la producción de radiación de frenado, el kerma y la dosis absorbida son iguales [4].

Sin embargo, estas magnitudes son insuficientes para determinar los daños biológicos que producen las radiaciones, ya que no todas las radiaciones provocan los mismos daños y no todos los tejidos son igualmente sensibles. En el ámbito de protección radiológica, por tanto, se definen dos magnitudes adicionales: el equivalente de dosis y la dosis efectiva. El equivalente de dosis en un punto, H , considera la distinta eficacia biológica relativa de los diferentes tipos de radiación ionizante en los niveles bajos de exposición. Su unidad en el SI es J/Kg y su nombre especial es el sievert (Sv). Con esta magnitud, la dosis absorbida se ajusta con un factor de calidad específico para cada tipo de radiación [5]. La expresión 2.4 define esta magnitud en un punto de un órgano o tejido como:

$$H = Q \cdot D \quad (2.4),$$

donde Q es el factor de calidad de la radiación y D es la dosis absorbida.

Los estudios biológicos han mostrado que la probabilidad de efectos estocásticos sobre la salud, debidos a radiaciones ionizantes depende no solo de la dosis absorbida sino también del tipo y energía de la radiación considerada. Ello es consecuencia de los diferentes procesos mediante los cuales se deposita la energía a nivel microscópico, que varían dependiendo del tipo de radiación.

Para tener en cuenta dicho efecto, ICRP introdujo los denominados “factores ponderales de la radiación” o “factores de peso de radiación”, en la definición de una nueva magnitud [5]. La dosis equivalente en un órgano o tejido T debido a la radiación R, $H_{T,R}$, se define como:

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R} \quad (2.5),$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida media para la radiación R en el órgano o tejido T y w_R es el factor de ponderación para la radiación R. Puesto que los factores de ponderación son valores numéricos, la unidad para la dosis equivalente en un órgano o tejido es la misma que para la dosis absorbida, es decir: Julio/kg.

Sin embargo, se utiliza el nombre especial de sievert para distinguir cuándo se está hablando de esta magnitud y cuándo de dosis absorbida o de kerma (magnitudes dosimétricas que no tienen en cuenta posibles efectos biológicos).

También se ha demostrado que no todos los tejidos del cuerpo humano son igualmente radiosensibles, por lo que se consideró oportuno definir una magnitud a partir de la dosis equivalente que tuviera en cuenta la combinación de diferentes dosis en diferentes órganos como consecuencia de una irradiación del cuerpo entero. Esta magnitud es la dosis efectiva E , que representa la dosis equivalente corregida por la diferente sensibilidad al daño de los distintos órganos y tejidos (factores de ponderación de los tejidos). La ecuación definida por ICRP [5] para esta magnitud es:

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{T,R} w_T w_R D_{T,R} \quad (2.6),$$

donde H_T es la dosis equivalente en el órgano o tejido T , y w_T es el factor de ponderación para dicho órgano, con la condición:

$$\sum_T w_T = 1 \quad (2.7),$$

En la tabla 2.1 se muestra el factor de ponderación de cada órgano con respecto al total del cuerpo humano para determinar la dosis efectiva.

Tabla 2.1 Factor de ponderación de cada órgano con respecto al total del cuerpo humano para determinar la dosis efectiva [5].

Órgano	w_R	w_T
Médula ósea	12%	72%
Colon	12%	
Pulmón	12%	
Estómago	12%	
Mama	12%	
Resto de tejido	12%	
Gónadas	8%	8%
Vejiga	4%	16%
Higado	4%	
Esófago	4%	
Tiroides	4%	
Superficie de los huesos	1%	4%
Glándulas salivares	1%	
Cerebro	1%	
Piel	1%	

2.2.2. Detección de la radiación ionizante

La detección y medida de la radiación ionizante se realiza con sensores basados en los procesos de interacción de la misma con la materia, por lo que la comprensión de estos procesos es importante para poder proceder al estudio de los detectores. Las radiaciones ionizantes constituidas por partículas cargadas,

como las partículas alfa o beta, al penetrar en la materia experimenta la acción de fuerzas electrostáticas de núcleos y, sobre todo, de electrones, lo que supone una acción paulatina de frenado que concluye con la detención de la partícula. Este tipo de radiación se denomina radiaciones directamente ionizantes ya que la ionización del medio está producida por la propia partícula. Sin embargo, la radiación X y gamma, son radiaciones electromagnéticas que actúan como si fueran un corpúsculo al interactuar con la materia, y sólo aquellos fotones que tengan suficiente energía para extraer electrones de los átomos, son ionizantes. La liberación de electrones secundarios será lo que producirá fundamentalmente excitación e ionización de los átomos y moléculas. Por tanto, la ionización que producen, en su mayoría no es directa, y por este motivo este tipo de radiaciones se consideran radiaciones indirectamente ionizantes [1].

En general la detección de la radiación ionizante en la mayoría de los casos, se basa en la ionización que ésta produce en los materiales. Por ejemplo, uno de los primeros detectores de radiación ionizante que se utilizaron fueron las cámaras de ionización; estos detectores emplean la medida de la corriente que se produce entre dos electrodos inmersos en un gas ionizado por la radiación. No obstante, a medida que se han ido descubriendo nuevos materiales sensibles a la radiación, se han desarrollado sensores de muy diversos tipos. Actualmente existen detectores basados en diferentes fenómenos físicos, desde, cámaras de ionización, basados en la ionización de un gas, hasta detectores

de semiconductor, basados en la medida de la señal eléctrica producida por la creación de pares electrón hueco al incidir una radiación ionizante, o centelleadores, cuyo proceso de detección consiste en detectar la luz emitida por el material bajo radiación [6]. En la figura 2.3 se resumen los principales detectores y su clasificación según el tipo de medida realizada.

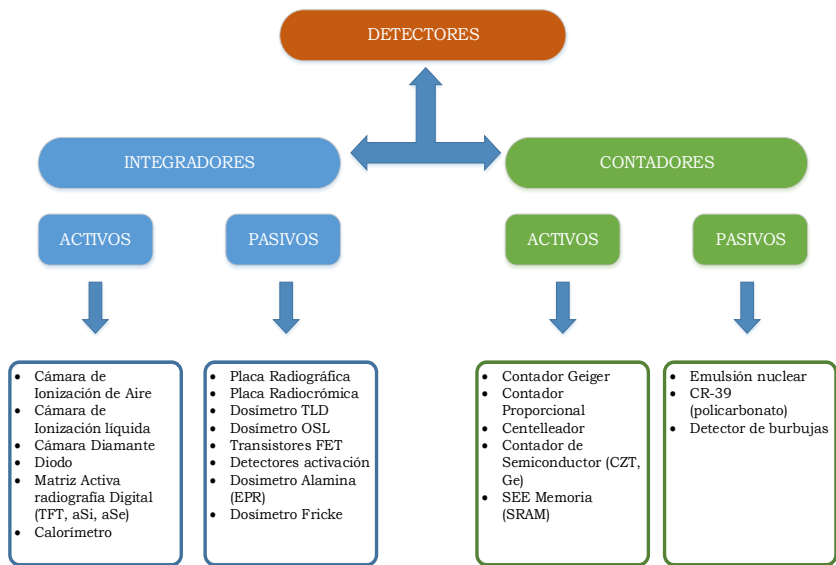


Figura 2.3. Principales tipos de detectores que existen actualmente.

La clasificación mostrada distingue entre detectores integradores (la señal que ofrecen es el resultado de integrar todos los efectos de múltiples interacciones individuales) y contadores (generan una señal por cada interacción producida); estos a su vez

pueden diferenciarse entre activos (requieren un sistema electrónico de lectura en funcionamiento mientras es irradiado para obtener la señal) o pasivos (la información se obtiene en procesos posteriores a la irradiación) [6]

De entre todos los métodos de detección que se recogen en la figura 2.3, el método basado en materiales de centelleo es el elegido para el desarrollo abordado en esta tesis; esto se debe a que en los últimos años ha habido una fuerte evolución en esta clase de materiales con una mejora notable de la eficiencia en la producción de luz de los mismos, así como el desarrollo de nuevos materiales, en especial materiales cerámicos centelleadores que son más fáciles de manejar que los centelladores líquidos, y de más bajo coste que los cristales centelleadores [7,8].

Para comprender mejor el proceso de detección de la radiación ionizante con este tipo de materiales, dado que el mecanismo de centelleo es el que se ha empleado como principio de funcionamiento en los dispositivos desarrollados en este trabajo, en el apartado que sigue se describe de forma resumida el fundamento de dicho mecanismo.

2.3. Fundamentos de los detectores de centelleo

El fenómeno de centelleo es el proceso en el que un material absorbe la energía proveniente de la radiación, en este caso ionizante, pasando a un estado excitado que al decaer emite un fotón el cual, dependiendo de los niveles de energía, puede estar en el rango del visible. El fenómeno de centelleo en sólidos fue observado por primera vez en 1903 por Elster y Geite cuando fueron capaces de ver los pulsos individuales de luz que emitía una pantalla de ZnS al ponerla delante de una fuente de partículas alfa. En 1903, Sir William Crookes desarrolló un dispositivo para contar esos pulsos de luz. Pero no fue hasta 1948, cuando se publicó el primer artículo de centelleo en compuestos orgánicos, fruto de la tesis escrita por Herforth. En 1950 tanto Reynolds como Kallman, avanzaron en la investigación sobre centelleadores líquidos [8]. Desde entonces ha habido un gran avance en materiales centelleadores, desarrollando nuevos compuestos sensibles a la radiación con una mejora de la eficiencia de centelleo, así como materiales de fácil fabricación y bajo coste [9-12].

El fenómeno de fluorescencia de un material requiere la absorción de energía por parte de éste, por tanto, es importante que el coeficiente de absorción sea alto pues eso redundará en una mayor emisión de radiación con una energía menor. Este alto coeficiente de absorción puede conseguirse utilizando materiales

que tengan un número atómico y densidad altos, ya que esto aumenta la probabilidad de interacción de la radiación con los átomos del material. También se requieren algunas propiedades adicionales que los hagan eficaces en la medida de la radiación. Normalmente los centelleadores utilizados en este campo, tienen un tiempo de decaimiento para la fluorescencia de unos 10-100 ns; sin embargo, este requerimiento será más o menos restrictivo dependiendo de la aplicación y del tiempo de integración que se utilice en el dispositivo de medida. Otra de las características a tener en cuenta es una eficiencia de producción de luz alta, que algunos autores especifican como 20.000 fotones producidos por cada fotón gamma o partícula absorbida [7].

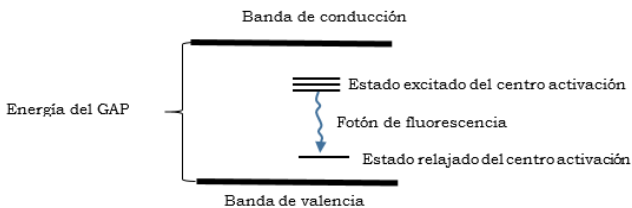


Figura 2.4. Estructura de bandas de energía de un material centellador inorgánico activado.

En el caso de centelleadores sólidos, el mecanismo de centelleo depende no solamente del material utilizado, sino también de su estructura cristalina, lo que origina que el diagrama de niveles de energía degenera en una estructura de bandas, tal y como puede verse en la figura 2.4 [6]. El proceso de fluorescencia se

produce cuando la absorción de la energía de la radiación incidente excita electrones que pasan de la banda de valencia a la banda de conducción. Al retornar a la banda de valencia en el proceso de relajación, se emiten fotones de menor energía que la absorbida. En nuestro caso, esos fotones tienen energías que caen dentro del rango visible del espectro, por lo que podemos medir radiación visible generada por radiación ionizante [13-15]. Este proceso en medios cristalinos puros es poco eficiente, por lo que normalmente se introducen impurezas denominadas activadores, que crean estados de energía intermedios dentro del gap del material. Cuando la radiación atraviesa el medio se forma una gran cantidad de pares electrón-hueco elevando los electrones a la banda de conducción. El hueco que se mantiene en la banda de valencia se desplaza rápidamente hacia el centro activador ionizándolo, ya que la energía de ionización de la impureza es menor que la de la red del material. Mientras tanto el electrón generado puede desplazarse dentro del material y puede alcanzar un centro de activación ionizado. Los denominados centros de activación deben ser niveles de energía dentro del gap asociados a esas impurezas introducidas. La transición entre la banda de conducción y esos niveles de impurezas es rápida y generalmente no emite radiación, sino que la energía se pierde en forma de calor o de vibraciones de la red cristalina [6].

La transición de electrones desde este estado intermedio hasta otro nivel de energía dentro del gap asociado a esa impureza, o a la banda de conducción es la que puede producir fotones de

menor energía que la absorbida. Esos fotones tendrán la energía de la transición, y si la impureza está bien elegida, tendrán energía dentro del rango visible. La vida media típica para estos estados de excitación es del orden de 50-500 ns [8].

Como el tiempo de migración de los electrones es muy pequeño, todos los estados excitados de las impurezas se forman prácticamente a la vez, y por lo tanto la desexcitación tiene un tiempo de vida característico según la impureza. Este tiempo de desexcitación determina el tiempo característico de la emisión de la luz de centelleo de los materiales.

Pero este mecanismo de emisión de luz no es el único que puede darse en un material centelleador. Existe la posibilidad de que cuando el electrón libre es atrapado por un centro activador creando un estado excitado, la transición al estado relajado no esté permitida; para que se produzca la desexcitación hace falta un aporte extra de energía que permita alcanzar un estado excitado de transición permitida. Esto puede realizarse con energía térmica relativamente baja y el resultado es una emisión de luz más lenta con una longitud de onda mayor. Este fenómeno se llama fosforescencia y en muchos casos es una fuente significativa de centelleo de fondo no deseada en los detectores. Hay ocasiones en las que la migración de los electrones y huecos hacia los centros activadores, no se produce de forma independiente como se ha descrito en el proceso anterior, si no que migran de

forma conjunta en la forma conocida como excitón. Esta configuración conjunta al caer en un centro de activación produce el mismo efecto que en la fluorescencia descrita, aunque con un tiempo de emisión mucho más largo. Es lo que se conoce como fluorescencia retardada [6].

Para que un material sea un buen centelleador, debe convertir la mayor cantidad de radiación incidente en fluorescencia y además si se utiliza como dosímetro, minimizar en la medida de lo posible las contribuciones de fosforescencia y fluorescencia retardada, ya que lo que interesa es contar los procesos directos producidos en el momento de la interacción de la radiación con el material. También se pueden producir otros fenómenos no deseados. Por ejemplo, detectores operando bajo condiciones en las que la intensidad de la radiación incidente cambia rápidamente pueden sufrir un efecto “memoria”, también llamado “afterglow”, si las componentes de fosforescencia y fluorescencia retardada son significativas en la emisión [16]. Este efecto no es deseable en dosímetros de radiación ya que aumentaría la medida de la intensidad de la luz proveniente del centelleador, sin que realmente se produzcan interacciones directas. Sin embargo, no es un efecto crítico si el centelleador es simplemente un detector, como en el caso de los sensores desarrollados en este trabajo, ya que sólo se pretende obtener información de la presencia de radiación por encima de un umbral determinado, sin necesidad de cuantificarla.

La mayoría de los detectores basados en centelleadores miden la intensidad de luz producida por ellos al interaccionar con la radiación. En general esta fluorescencia es débil, de manera que se hace necesario el uso de fotomultiplicadores que amplifiquen la señal hasta obtener una relación señal-ruido suficiente como para identificar la incidencia de la radiación [17,18]. Los materiales que presentan esta característica son muy diversos, en la figura 2.5 se puede observar el espectro de emisión para algunos centelleadores inorgánicos típicos utilizados en la detección de radiación gamma. Para tener una eficiencia de detección lo más alta posible, el espectro de emisión fluorescente debería estar lo más cercano posible a la región de mayor sensibilidad del dispositivo usado para detectar la luz [16].

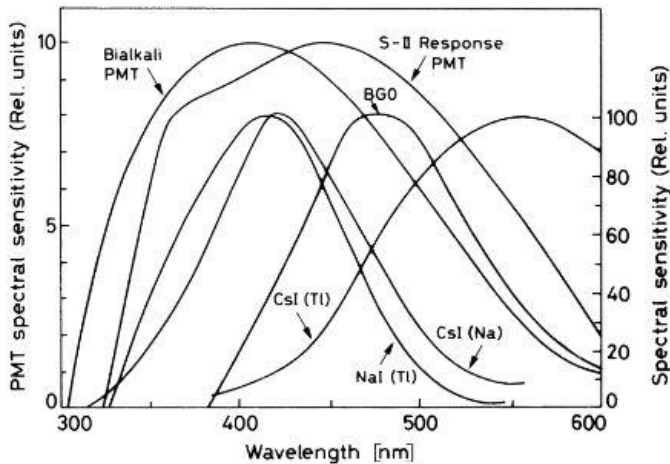


Figura 2.5. Espectro de emisión de algunos centelleadores inorgánicos usados en la detección de radiación ionizante de forma habitual, medidos con dos tubos fotomultiplicadores típicos [16].

La intensidad de la fluorescencia depende de la dosis administrada y de la energía de la radiación incidente. Por tanto, la cuantificación de la luz emitida por un material centelleador, depende de las características de ese material, principalmente de su rango de energía.

En general la cantidad de fotones de centelleo (N_{ph}) que se emiten cuando una cierta cantidad de energía (E) se absorbe en el material al someterlo a radiación gamma u otro tipo de radiación, se define mediante la ecuación 2.8:

$$N_{ph} = \frac{E}{\beta E_{gap}} S Q \quad (2.8),$$

donde E_{gap} es la energía del gap del material, y β es el parámetro que indica la energía requerida para producir un par e-h térmico: $E_{e-h} = \beta E_{gap}$ ($\beta \sim 2-3$), S es la eficiencia de transferencia/transporte de energía/pares e-h a los centros de luminiscencia (LC) y Q es la eficiencia cuántica de los LC, o sea la eficiencia de emisión de un fotón de luz cuando el LC está excitado [7].

Por otro lado, no todos los fotones producidos según la ecuación 2.8 pueden detectarse, ya que existe un proceso de autoabsorción en el interior del material definido por la ley de Lambert-Beer. Esta ley relaciona la intensidad de luz entrante en un medio, con la intensidad saliente después de que en dicho medio se produzca absorción. En nuestro caso, la luz entrante (I_0) serían

los fotones producidos en el centelleador por la radiación incidente y la luz saliente (I_1) los fotones que alcanzan la fibra sin ser absorbidos. La expresión 2.9 representa la relación entre la intensidad de la luz producida y la intensidad recogida:

$$\frac{I_1}{I_0} = e^{-\alpha l} \quad (2.9),$$

donde α es el coeficiente de absorción y l es la longitud atravesada por los fotones en el medio [19].

Aplicando esta ley a los materiales centelleadores, los fotones producidos en el centelleador sufrirán más o menos absorciones dependiendo del coeficiente de absorción del material para la longitud de onda asociada a los fotones emitidos, y la distancia que tenga que recorrer dentro del mismo.

Por otro lado, la probabilidad de absorción de energía incidente por parte del material, aumenta con el espesor del material que atraviesa, por tanto, existe un compromiso entre la producción de fotones y la absorción de los mismos por el propio material centelleador, en nuestro caso, antes de que sean recogidos en la fibra.

Según el material utilizado, la forma de hacer que la luz producida en el centelleador llegue hasta el instrumento de medida es

muy diversa. Si el material es un cristal de una geometría adecuada, se puede acoplar directamente a un fotodetector, sin embargo, si la geometría o el formato no son directamente adaptables al detector, se necesita algún medio adicional para optimizar el transporte de los fotones generados hasta el dispositivo de detección, como pueden ser las guías de luz que se utilizan en diferentes aplicaciones [6]. Una guía de luz con mayor uso en la actualidad, es la fibra óptica. Y su empleo ha llegado a estar muy extendido en el ámbito de la detección de radiaciones ionizantes como medio de transporte de fluorescencia producida en centelleadores hasta el dispositivo optoelectrónico de medida [20-23].

En el siguiente epígrafe se recogen los principios básicos del guiado de luz dentro de una fibra, y las características fundamentales de la misma.

2.4. Fundamentos de fibra óptica.

Como ya se ha comentado, actualmente para el guiado de la luz en detectores de centelleo está muy extendido el uso de la fibra óptica. Las ventajas de usar la fibra óptica son múltiples, su inmunidad a campos electromagnéticos, su fácil proceso de fabricación, sus costes bajos y la posibilidad de llevar la luz a grandes distancias, hacen que sea un método muy extendido en diferentes aplicaciones [24-27].

La fibra óptica es un filamento material ópticamente transparente con un perfil de índice de refracción que permite la propagación de ondas de frecuencias ópticas. Su estructura más simple consta de un núcleo interno de índice de refracción n_1 , cubierto por un revestimiento de índice de refracción n_2 , donde $n_1 > n_2$. La diferencia de índices entre núcleo y revestimiento proporciona la condición de reflexión total interna en la frontera entre los dos materiales, necesaria para que las ondas en su interior se transmitan a lo largo de la fibra [28]. Una interpretación sencilla de este fenómeno, basada en óptica geométrica, supone que, en las fibras con esta estructura, el ángulo que forma el rayo de luz con la normal a la frontera del núcleo y revestimiento tiene que ser mayor que un determinado ángulo crítico θ_c , dado por la ecuación 2.10:

$$\theta_c = \text{sen}^{-1} \frac{n_2}{n_1} \quad (2.10),$$

Esto significa que existe un determinado ángulo ϕ , en realidad un ángulo sólido, dentro del cual cualquier rayo que entre en la fibra con un ángulo entre 0 y $\pm\phi$, sufrirá reflexión total interna. Este ángulo se conoce como el ángulo de aceptación y se relaciona con la apertura numérica NA, según la ecuación 2.11 [28].

$$NA = (n_1^2 - n_2^2)^{\frac{1}{2}} \quad (2.11),$$

La apertura numérica por tanto es un número adimensional que caracteriza el rango de ángulos para los cuales la fibra acepta la luz [19]. En la figura 2.6 se muestra un esquema de la estructura típica de una fibra de salto de índice y del guiado de luz en su interior.

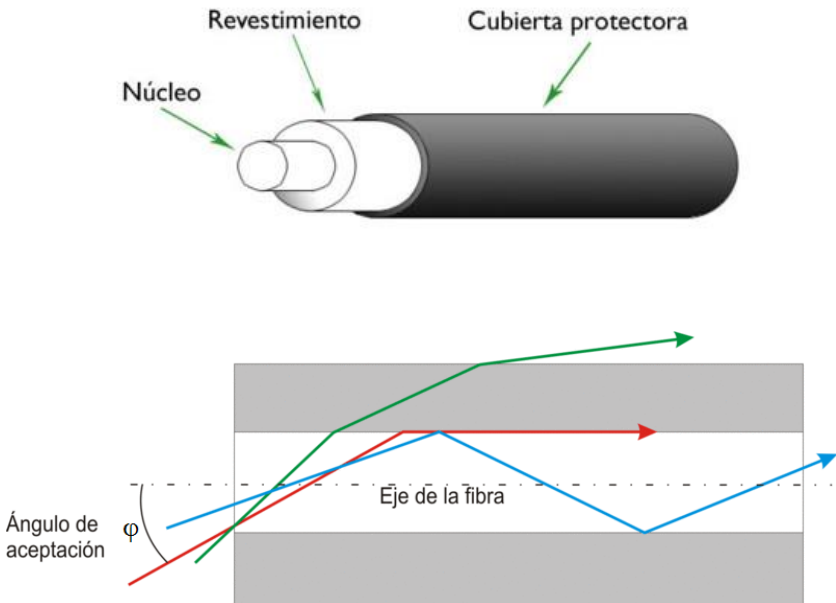


Figura 2.6. Estructura de una fibra óptica y guiado de luz en su interior [29].

En las fibras ópticas, la transmisión de la luz no es perfecta, debido a que la propagación de la señal se ve afectada por la atenuación. Las pérdidas pueden producirse debido a las pro-

propiedades intrínsecas del material utilizado, o debido a los defectos de fabricación que pueda tener la fibra. En este último caso, se pueden minimizar optimizando estos procesos. Estas pérdidas están representadas a través del coeficiente de atenuación de la fibra, α , que indica la atenuación que sufre la luz en el interior de la fibra por unidad de longitud. Su expresión viene dada por la ecuación 2.12

$$\alpha = -\frac{1}{z} 10 \cdot \log \frac{P(z)}{P(0)} \quad (2.12),$$

donde $P(z)$ representa el nivel de potencia óptica de la señal en un punto situado a una distancia determinada (z) de la fibra y $P(0)$ representa el nivel de potencia de la señal a la entrada de la fibra. Sus unidades en el SI son dB/km [19].

Los materiales más utilizados en la fabricación de fibras ópticas son el vidrio o compuestos poliméricos. Las fibras de vidrio han dominado el mercado principalmente dedicado a las comunicaciones, desde que en los años sesenta Charles K. Kao y George A. Hockham demostraran que sus pérdidas se debían en su mayor parte a las impurezas presentes en la fibra. De esta forma, a través de la mejora en los procesos de fabricación, pudieron conseguirse atenuaciones competitivas frente al par de cobre, la tecnología dominante en ese momento. Pero la mejora en los procesos de fabricación de las fibras de polímero ha reducido notablemente las pérdidas de éstas y actualmente compiten en muchos

campos con la fibra de vidrio, especialmente en aquellos en que la transmisión se mantiene en un rango de distancias del orden del km [30,31].

En la clasificación de las fibras de polímero, se tienen en cuenta el material de que están fabricadas aparte de las características comunes con la fibra de vidrio (perfil de índice, número de modos, etc). La mayoría de los núcleos de las fibras de polímero están hechos de polimetilmetacrilato (PMMA), pero también se emplean otros polímeros como el policarbonato (PC) de mayor resistencia a altas temperaturas; poliestireno (PS), de menor índice higroscópico, mejores propiedades mecánicas pero mayor atenuación que el PMMA; elastómeros, con los que se alcanza mayor temperatura de operación y más recientemente un polímero cíclico ópticamente transparente (CYTOP), que presenta la menor atenuación conseguida hasta el momento. Las fibras de vidrio al tener un índice de atenuación más bajo son mejores transmisoras de las señales y se suelen emplear en aplicaciones de comunicación. Sin embargo, en la construcción de sensores, las fibras de PMMA actualmente están en auge, aunque la atenuación que introducen en la señal es mayor. En la figura 2.7 se muestra el coeficiente de atenuación típico de una fibra de PMMA de salto de índice estándar, que depende de la longitud de onda. Según muestra esta figura, la fibra presenta mínimos de atenuación locales a diferentes longitudes de onda. Este coeficiente, por tanto, se deberá tener en cuenta a la hora de seleccionar la longitud de onda de la emisión de los fluoróforos

empleados en la fabricación de los dispositivos desarrollados [32].

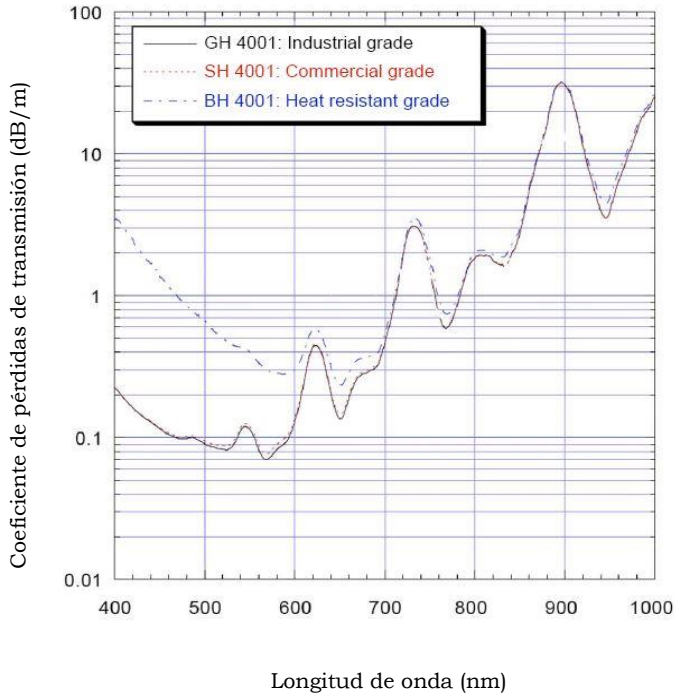


Figura 2.7. Índice de atenuación típico de una fibra óptica de PMMA.

Como ya se ha comentado, el uso combinado de materiales centelleadores y fibra óptica para el diseño de detectores extrínsecos de radiación ionizante es uno de los métodos más utilizados en los últimos años [33-36].

En el siguiente apartado se hace una revisión de las aplicaciones y métodos más extendidos con este tipo de detectores.

2.5. Revisión de la literatura: sensores de radiación.

Los sensores de radiación basados en materiales fluorescentes y fibra óptica referidos en la literatura, se pueden agrupar en dos tipos fundamentales: intrínsecos y extrínsecos. Los detectores intrínsecos se utilizan principalmente en entornos industriales o radiactivos, mientras que el uso de los detectores extrínsecos está más extendido en aplicaciones médicas; normalmente se utilizan para determinar lo más exactamente posible la dosis administrada en pacientes de radioterapia [17]. En el caso de los detectores intrínsecos de fibra óptica, la fibra es el elemento sensor y suelen emplearse para medir la dosis acumulada total. Las técnicas utilizadas habitualmente en este tipo de detectores se basan en fenómenos como la atenuación inducida, (Radiation Induced Attenuation RIA), la estimulación óptica de luminiscencia (Optical Stimulation Luminiscence, OSL) o la estimulación térmica de luminiscencia (Thermoluminescence Detector, TLD). Los sensores extrínsecos suelen emplear la fluorescencia inducida por la radiación en un centelleador como principio de funcionamiento, la cual se transmite por la fibra hasta el fotodetector. El tipo de medida y de material utilizado depende también de la energía de la radiación a medir [37,38].

2.5.1. Detectores intrínsecos

Los detectores intrínsecos se caracterizan porque la fibra óptica es el elemento sensor. Una de las primeras técnicas utilizadas con este tipo de sensores se basa en la atenuación inducida en fibras de vidrio debida a la radiación (RIA); las fibras expuestas sufren alteraciones en su estructura de manera que se pueden medir los cambios en la atenuación que sufre un haz de luz que la atraviesa. Con este método se establece una relación entre la dosis aplicada y la atenuación inducida, pero tiene el inconveniente de que la medida no es inmediata, puesto que requiere medir la atenuación de la fibra después de ser irradiada. Una de las primeras aplicaciones de esta técnica fue ya utilizada en el NCR-2 (Navigational Technology Satellite-2) en 1977. En este caso se empleó una fibra de vidrio dopada con óxidos de bario, zinc y boro, observándose el oscurecimiento de la fibra producido por efecto de la radiación. Se observó que la fibra sufría una gran atenuación a longitudes de onda pequeñas y disminuía por encima de 800 nm. Las fibras de vidrio dopadas se revelaron eficaces para la detección de radiación con este método y se buscaron nuevos dopantes para incrementar la sensibilidad de las mismas. Uno de los materiales más usados para el dopaje son los llamados fósforos, debido a su eficiencia de centelleo y a que su rango de emisión está dentro del visible; las fibras dopadas con estos compuestos presentan una atenuación inducida que varía de forma lineal con dosis por encima de 220 Gy. También

se observó que la sensibilidad de estas fibras aumentaba con la tasa de dosis a longitudes de onda altas por lo que las hace apropiadas para tasas de dosis entre 1 y 100 Gy/h [17,39].

Esta misma técnica se emplea en dosimetría gamma, aunque en este caso se emplean placas de PMMA tintadas en lugar de fibra óptica. Estas placas cambian de color al someterlas a irradiación. Con este sistema, el RIA se mide posteriormente a la irradiación de la muestra con un espectrofotómetro. Dependiendo del tinte utilizado, se pueden distinguir varios rangos de detección, por ejemplo, el Harwell Red 4034 tiene un rango de operación de 5-50 kGy mientras que el Harwell Gammachrome YR presenta un rango de 100 Gy-3 kGy. Uno de los mayores inconvenientes de esta técnica es que la información de la dosis aplicada no se determina en tiempo real. Para poder obtener la dosis aplicada hay que retirar las placas de la zona de interés y medir las en el laboratorio [40,41].

Siguiendo este mismo principio de RIA, se han desarrollado también sensores con fibra de PMMA. Al contrario que las fibras de vidrio mencionadas anteriormente, las fibras de PMMA no requieren de ningún dopante para ser sensibles a la radiación gamma y por su bajo coste representan una opción interesante de detección [42]. Debido a que el núcleo de estas fibras tiene un radio más grande que las fibras de vidrio convencionales, son fáciles de conectar a las fuentes de luz necesarias para evaluar la atenuación; esto significa que no se necesitan componentes

de precisión para alinear las fibras con la fuente y el detector como ocurre con la fibra de vidrio. Estas fibras muestran una atenuación significativa bajo irradiaciones gamma por encima de los 50 kGy. Las técnicas RIA utilizadas para la medida con las fibras muestran una respuesta lineal a varias longitudes de onda y siguen la ley de Lambert-Beer de atenuación en la materia. Dado que la máxima transmisión de las fibras se produce entre 500 y 680 nm (véase figura 2.8), el uso de las técnicas RIA con fibras de PMMA está restringido en ese rango [17].

En cuanto a detectores intrínsecos basados en la medida de luz producida en un centelleador, en la mayoría de los casos se usan fibras dopadas con centros luminiscentes, como las fibras fabricadas por Saint Gobain [43]. Estas fibras se dopan con elementos específicos para el tipo de radiación que se quiere detectar. Existen trabajos en los que se estudia la eficacia de estas fibras para detectar rayos X, rayos gamma e incluso neutrones, pero en cualquier caso la luz emitida por las mismas sigue siendo débil y se hace necesario el uso de PMT o detectores de alta ganancia para la medida [44-46].

2.5.2 Detectores extrínsecos

Al contrario que los sensores intrínsecos vistos anteriormente, los detectores extrínsecos, utilizan la fibra óptica únicamente

como medio transmisor de la luz que emite un material centelleador. En la literatura se habla de múltiples configuraciones de detectores extrínsecos, y todos ellos tienen una estructura en la que el centelleador, ya sea un cristal, polvo o polvo disuelto en una matriz por lo general de epoxi, se acopla al extremo de una fibra óptica que transmite la luz producida hasta el fotodetector. Los detectores extrínsecos fabricados de esta forma, se suelen irradiar con fotones de energías más altas que los sensores intrínsecos, normalmente con isótopos como el ^{60}Co , ^{125}I o el ^{193}Ir que emiten fotones por encima de 1 MeV. También se suelen utilizar para medir la radiación en aceleradores lineales (LINAC) usados en radioterapia, que emiten fotones de energías entre 6 -15 MeV [47].

Los cristales centelleadores más utilizados son los de NaI, CsI o CdWO_4 dopados con distintos centros activadores y, las características propias de cada uno, los hacen útiles para distintas aplicaciones. Así, los cristales de ioduro de cesio dopados con talio, $\text{CsI}(\text{Tl})$, se dañan con dosis por encima de 10 Gy, por lo tanto, son útiles en aplicaciones de dosis bajas. Sin embargo, los cristales de tungstato de cadmio, CdWO_4 tienen una tolerancia más alta a la radiación, y están indicados para medir dosis por encima de 10^4 Gy [48,49]. Los detectores basados en monocristales centelleadores, tienen una alta eficiencia de conversión de la radiación en luz visible, pero tienen el inconveniente de que el crecimiento de cristales del tamaño requerido para algunas aplica-

ciones no es posible, o el coste de los procesos para poder fabricarlos es muy alto. Una solución intermedia que actualmente se está desarrollando con éxito es la fabricación de cerámicas. Una de las ventajas de utilizar materiales cerámicos centelleadores, frente a monocristales es la alta aceptación de dopantes que en muchos casos superan las propiedades luminiscentes de los monocristales [50,51].

Esta estructura de tipo extrínseco se ha utilizado también acoplando un segmento de fibra dopada a fibras convencionales. La ventaja en este caso es que el acoplamiento entre las dos fibras es sencillo, aunque la baja emisión de éstas sigue requiriendo el uso de un fotomultiplicador [44,52].

Con este tipo de estructuras también se han utilizado técnicas TLD, utilizando un disco de material termoluminiscente en el extremo de una fibra de vidrio. Estos materiales tienen la característica de absorber la energía de la radiación incidente y almacenarla hasta que, al ser excitado por calentamiento, emite luz en el rango del visible. La intensidad de la luz emitida en función de la temperatura, es la curva de brillo característica del detector, y en la mayoría de los detectores es lineal con dosis desde unos pocos Gy hasta unos centenares de Gy, a partir de la cual sufre una saturación y la eficiencia decae [17,45]. En general los materiales termoluminiscentes son útiles a bajas dosis donde la respuesta es lineal. Algunos autores proponen sistemas de este

tipo donde el disco TL se calienta con un láser y la luz del centelleador se recoge en la fibra [39]. Esta estructura tiene la ventaja de que no es necesario mover el sensor de su posición cuando se requiera conocer la dosis acumulada en el TL, ya que el láser puede estar incluso a 200 m de distancia del elemento sensor. El problema de esta configuración es que la fibra puede verse afectada por el calentamiento del TL y además la señal transmitida por la fibra sigue siendo muy débil por lo que se sigue necesitando elementos como PMT para obtener una buena relación señal-ruido. Una variante de este principio de operación es OSL, en el que los detectores acumulan la energía de la radiación incidente al igual que los materiales TLD, pero en este caso para obtener la fluorescencia de respuesta se estimulan con luz, normalmente proveniente de un láser. La ventaja frente a los TLD es que no hace falta elevar la temperatura de los mismos, y la estructura de la fibra no se ve afectada por el cambio de temperatura. En cualquier caso, con este tipo de detectores la medida de la radiación recibida no es instantánea [39].

Otra clase de sensores extrínsecos, utilizan un medio centelleador cerámico, en la mayoría de los casos en formato polvo, acoplado a una fibra óptica. Esta configuración ha tenido cierto auge en los últimos años, y requiere que el material se inmovilice en el extremo de la fibra. Esta inmovilización suele realizarse empleando una matriz de resina epoxi en la que se disuelve el fluoróforo. De esta forma el material centelleador queda en contacto con la fibra óptica que recoge la luz emitida [33,34].

En general, los materiales utilizados para configuraciones extrínsecas en detección de rayos X y gamma son muy variados, y existen diferentes estudios que analizan la eficiencia de detección de los distintos materiales y las estructuras diseñadas. Como se ha dicho anteriormente, este tipo de sensores se ha empleado principalmente en la detección de rayos X de alta energía, procedentes de aceleradores lineales de uso terapéutico. Los resultados obtenidos para distintos centelleadores revelan su eficacia como dosímetros, pero la debilidad de la señal de fluorescencia sigue haciendo necesaria la utilización de un fotomultiplicador como elemento de detección [51-54].

Existen también estructuras similares que inmovilizan el centelleador en el extremo de la fibra en seco. Este método ofrece mejores resultados que la matriz epoxi puesto que el volumen del transductor está íntegramente formado por material centelleador. El interés de los sensores desarrollados con esta estructura consiste en su aplicación en ámbito clínico para medidas in-vivo en pacientes, por tanto, deben ser de un tamaño muy reducido. Esto implica que la cantidad de material que puede usarse es muy pequeña, con lo que la luz emitida es de nuevo muy débil y sigue siendo necesario el uso de fotomultiplicadores o sensores de alta ganancia que permitan medir la luz transmitida por la fibra [47,55,56]. Todos estos detectores comentados, se han probado con éxito en aplicaciones de irradiación con rayos X en un amplio margen de energías, así como con radiación gamma de alta energía, pero no existen estudios sobre la eficacia de los

misimos en campos de radiación gamma de media-baja energía [57, 58].

En definitiva, debido al amplio desarrollo en el campo de los materiales, existen múltiples estructuras y métodos de detección de rayos X y gamma que utilizan materiales centelleadores combinados con fibra óptica. En concreto los detectores de tipo extrínseco se han revelado altamente eficaces para detectar y medir radiación in-vivo en aplicaciones de radioterapia. Este tipo de detectores al ser de un tamaño reducido y debido a la baja emisión de luz del centelleador, suelen usar elementos como fotomultiplicadores o sensores de alta ganancia para poder medir la señal lo que encarece y dificulta el uso de los mismos. A la vista de los resultados mostrados en las publicaciones consultadas, en esta tesis se propone diseñar detectores extrínsecos basados en materiales centelleadores y fibra óptica de bajo coste evitando el uso de fotomultiplicadores. Para conseguir el objetivo mencionado, se pretende mejorar la eficiencia de recogida de señal de fluorescencia actuando sobre la fibra, realizando estrechamientos localizados para mejorar el acoplamiento de la luz producida en el material centelleador hacia el interior de la fibra. El ámbito de aplicación de estos detectores sería en vigilancia radiológica como alarma temprana ante la presencia de radiaciones no esperadas por encima de un umbral. En los próximos capítulos se describirán los procesos llevados a cabo para conseguir este objetivo y los resultados obtenidos al someter los detectores diseñados a radiación gamma y rayos X.

2.6. Resumen

En este capítulo se ha realizado un repaso de las principales causas que hacen necesaria la detección de la radiación, los diferentes tipos de radiación y las técnicas que existen para detectarla y medirla, destacando las metodologías que utilizan materiales centelleadores para la detección de la radiación y realizando una descripción amplia de los procesos que tienen lugar en estos materiales para la emisión de la luz.

Se ha hablado también de los procesos principales de guiado de luz en fibras ópticas, ya que los detectores propuestos en la tesis se basan en materiales centelleadores acoplados a fibras ópticas, y se han explicado las ventajas e inconvenientes de utilizar fibra óptica de polímero (PMMA).

Por último, se hace una revisión de los métodos más utilizados para la detección de rayos X y radiación gamma que utilizan materiales centelleadores y fibra óptica. Se han mostrado las diferencias entre los detectores intrínsecos y extrínsecos, así como los ámbitos en los que se utilizan con mayor frecuencia. Se ha visto que una estructura utilizada usualmente es la inmovilización de un material centelleador en formato polvo en el extremo de la fibra, ya sea en una matriz epoxi o en seco, y que este sistema proporciona buenos resultados, además de ser un método fácil de implementar y de bajo coste. Por último, se propone

el desarrollo de sensores extrínsecos basados en materiales centelleadores en formato polvo y fibra óptica de plástico, con tratamiento sobre la fibra como método para mejorar la relación señal-ruido de estos detectores en medidas de rayos X de alta energía y rayos gamma de media energía.

Capítulo 3.

Diseño y Fabricación de Transductores

En este capítulo se describen los procesos realizados para fabricar los sensores propuestos. En el apartado 3.1 se introducen los materiales utilizados, así como las técnicas de fabricación de los sensores de forma general. En el apartado 3.2 se describen en detalle las técnicas de estrechamiento de fibra utilizadas y los experimentos llevados a cabo para la validación de las mismas. Por último, en el punto 3.3 se describen las diferentes formas de inmovilización del fluoróforo y se describen los experimentos realizados para determinar la configuración óptima del cabezal sensor.

3.1 Materiales

Como se ha comentado anteriormente, el objetivo del trabajo realizado es el desarrollo de sensores extrínsecos de fibra óptica

aplicados a la detección de radiación gamma. El principio de funcionamiento se basa en la medida de la fluorescencia de un material que emite luz en el rango visible al ser irradiado con este tipo de radiación. El material está inmovilizado en el extremo de una fibra óptica de PMMA cuya función es transmitir la luz desde el centelleador al instrumento de medida.

La fibra utilizada se compone de un núcleo de $980\text{ }\mu\text{m}$ de diámetro y un revestimiento con un espesor de $10\text{ }\mu\text{m}$, de forma que el conjunto tiene un diámetro final de 1 mm . Los parámetros característicos de la fibra incluyen un índice de núcleo de 1,42, y un índice de revestimiento de 1,47, para proporcionar una apertura numérica de 0,47. Todos estos datos proceden de la hoja de características del fabricante [59]. Adicionalmente, la fibra cuenta con una cubierta externa de polietileno de forma que el diámetro final es de 2 mm . Esta cubierta externa previene la interferencia de luz procedente del exterior a la vez que proporciona protección mecánica.

Como materiales centelleadores se ha utilizado dos tipos de oxisulfuro de gadolinio ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) con dos dopantes diferentes, Europio y Terbio. Este material es un compuesto cerámico que puede obtenerse en polvo con diferentes tamaños de grano. Como se comentó en el capítulo anterior la activación de compuestos con centros luminiscentes, aumenta la producción de fluorescencia en los materiales dopados. En nuestro caso, los

compuestos utilizados han sido los denominados UKL63/L-R1 y UKL65/UF-R1. Cada material presenta una relación de excitación y emisión características, tal y como puede verse en las figuras 3.1.a y 3.1.b. La figura 3.1.a muestra el espectro de absorción-emisión para el Gadox dopado con Eu, mientras que la 3.1.b representa lo mismo en el caso del Gadox dopado con Tb [60].

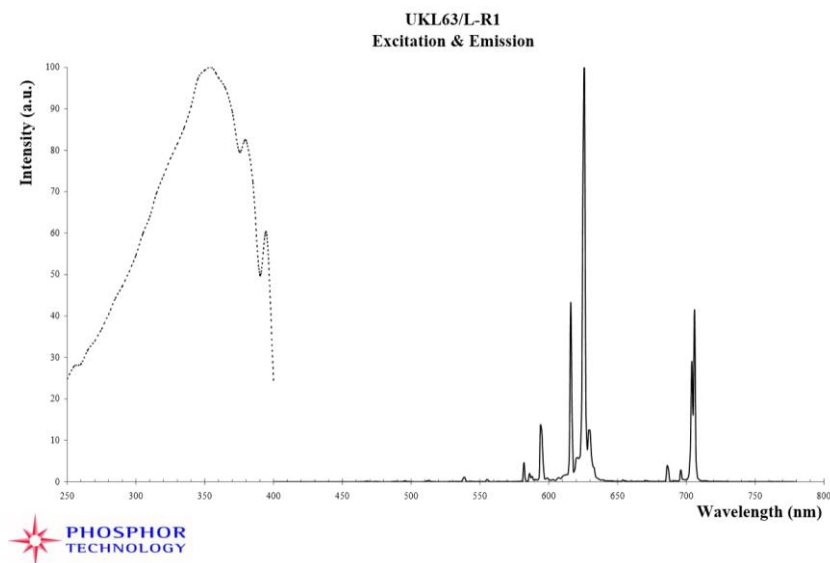


Figura 3.1.a. Espectro de absorción y emisión de UKL63/L-R1 ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}:\text{Eu}$).

La tabla 3.1 recoge en forma de resumen algunas de las principales características físicas de estos compuestos.

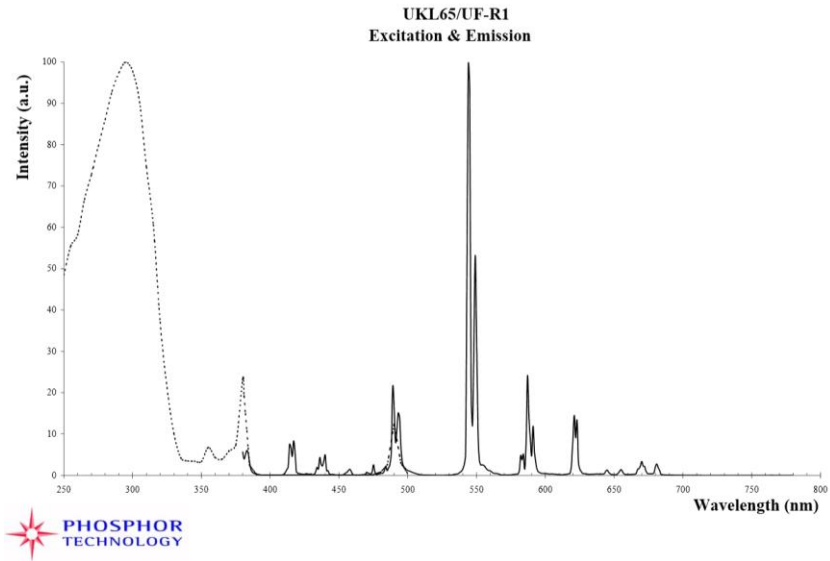


Figura 3.1.b. Espectro de absorción y emisión de UKL65/UF-R1 (Gd₂O₂S:Tb)

Tabla 3.1 Características físicas de los materiales centelleadores usados ([7], [57])

Material	Fotones /MeV	tamaño de grano (μm)	Emisión (nm)	Densidad gr/cm ³	Tiempo de decaimiento	índice de refracción
Gd ₂ O ₂ S:Eu	60.000	25	625	7,3	~ μs	1,96
Gd ₂ O ₂ S:Tb	70.000	2,5	545	7,3	~ μs	1,96

La cantidad de fotones que se producen en el centelleador por MeV de energía depositada y el tiempo de decaimiento de la fluorescencia, varía según los autores consultados y depende las condiciones de medida, por lo que en la tabla 3.1 se recogen los

valores más utilizados en la literatura. Estos valores proporcionan una idea de la intensidad de luz que se puede medir y de la velocidad de respuesta del detector respectivamente.

Como puede apreciarse en las figuras 3.1a y 3.1b, las longitudes de onda de emisión principales para el $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$ y $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$, son 625 y 545 nm respectivamente. En el caso del $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$, la longitud de onda del pico de emisión principal coincide con el rango de máxima responsividad de la mayoría de fotodetectores de silicio convencionales, lo que sugiere el uso de este material como elemento fluorescente en la construcción de los sensores. Por otro lado, consultando la figura 2.9 donde se muestra el coeficiente de atenuación de la fibra en función de la longitud de onda, se observa una menor atenuación en la fibra para la longitud de onda de 545 nm. Esto sugiere un análisis adicional a la hora de diseñar el elemento transductor para determinar el material óptimo ya que la eficiencia del fotodetector escogido a una longitud de onda, puede compensarse con las pérdidas introducidas por la fibra en esa misma λ .

Como se puede observar en la tabla 3.1, la densidad de ambos compuestos es alta, y esto afecta de forma positiva a la probabilidad de interacción de radiación con la materia; el tiempo de decaimiento de la fluorescencia indica que son compuestos con una velocidad de respuesta media, adecuada para las aplicaciones que se proponen en este trabajo. También es útil conocer el

índice de refracción del compuesto ya que está en contacto con la superficie de la fibra, cuyo índice de refracción menor.

En relación a estos dos materiales la consulta de la literatura revela que ambos se usan habitualmente para la detección de rayos X y radiación gamma, aunque la mayoría de las referencias dan una mayor eficiencia de centelleo a los compuestos dopados con Tb [57,58,61,62].

Como se ha comentado con anterioridad, la fluorescencia de los transductores es débil para su detección con fotodetectores convencionales. Es por tanto interesante mejorar el rendimiento de los transductores en cuanto a la capacidad de recoger la mayor señal de fluorescencia posible. Para ello se puede actuar en varios niveles. En primer lugar, podría actuarse modificando la electrónica de la detección usando instrumentos de medida de mayor precisión, lo que incrementa el coste final del sistema de detección [63-65]. También se puede centrar esta mejora en la eficiencia del material centelleador, de manera que se puede actuar sobre el material sensible utilizando materiales centelleadores más eficaces, que proporcionen mayor señal de fluorescencia [66-69]. Y por último se puede actuar mejorando la eficiencia de recogida de la luz que se emite en el fluoróforo [70,71].

En nuestro caso, esta última actuación es la que se ha elegido a la hora de optimizar el diseño y fabricación de transductores de

radiación ionizante basados en fluorescencia. La técnica consiste en realizar estrechamientos localizados de la fibra en la zona donde están en contacto con el centelleador mejorando así el acoplamiento de la luz hacia el interior de la misma, con lo que se incrementa la cantidad de luz transmitida hasta el sistema optoelectrónico de detección [70-74].

Los estrechamientos de la fibra se han llevado a cabo mediante dos métodos diferentes. Uno de ellos consiste en realizar un ataque químico sobre la fibra con un disolvente orgánico (acetona). El segundo procedimiento, se basa en la deformación plástica de la fibra previamente reblandecida por calentamiento. Cada uno de estos métodos genera un perfil diferente de la fibra que influye en la recogida de luz generada por el centelleador. La metodología seguida en cada caso se describirá en el apartado 3.2.

Como ya se ha comentado con anterioridad, la inmovilización del fluoróforo en el extremo de la fibra también ha sido objeto de análisis en este trabajo. Dado que el centelleador se presenta en formato de polvo, es necesario contar con un método que permita fijar dicho material en el extremo de la fibra encargada de recoger la fluorescencia generada bajo irradiación. Existen diferentes formas de realizar esta inmovilización. Una de ellas consiste en mezclar el polvo centelleador con una matriz de resina y rellenar con esta mezcla un molde sujeto en la zona estrechada de la fibra. Cuando el epoxi se endurece, el material queda unido

a la fibra [33,34] y se puede retirar el molde, quedando formado el cabezal sensor.

Sin embargo, dado que según otros autores [27], la eficiencia de centelleo mejora utilizando el material en seco, encapsulando el material en un recipiente sujeto a la fibra, se han evaluado ambos tipos de inmovilización para optimizar el diseño de los detectores según los resultados obtenidos en ambos casos.

A continuación, se describen cada uno de los procesos comentados anteriormente llevados a cabo para la fabricación de los sensores.

3.2. Proceso de estrechamiento de fibras.

Las técnicas de estrechamiento en fibras se aplican desde hace tiempo para mejorar el acoplamiento de la luz exterior al interior de la fibra [70,71]. Esta técnica se ha aplicado en el diseño de los sensores desarrollados en esta tesis, utilizando dos métodos de estrechamiento. Los dos tipos de estrechamiento que se han llevado a cabo, estrechamiento químico y estrechamiento termomecánico, hacen que el diámetro inicial de la fibra disminuya proporcionando dos perfiles de fibra diferentes. La influencia de la técnica de estrechamiento en la respuesta del transductor se discutirá en los siguientes epígrafes.

3.2.1. Estrechamiento por ataque químico.

El estrechamiento de una fibra por ataque químico consiste en disolver, con un disolvente adecuado, parte de la fibra sin que pierda sus propiedades de guiado de luz. El disolvente utilizado para las fibras de PMMA es un disolvente orgánico, en nuestro caso acetona, en el que se sumerge uno de los extremos de la fibra. El diámetro final de la fibra depende del tiempo que esté sumergida, y a su vez el tiempo para llegar a un diámetro determinado depende de si ésta se utiliza pura o diluida [70]. Utilizando acetona diluida, el proceso para llegar al diámetro final es más lento, pero los daños producidos en la estructura de la fibra son menores. Sin embargo, utilizando acetona pura el proceso de disolución es más rápido, pero a costa de tener menor control sobre los daños estructurales que provoca en la fibra. Los dispositivos que aquí se presentan, se han realizado empleando acetona pura para agilizar el proceso de disolución, aunque la superficie obtenida es más irregular y puede provocar procesos de scattering que influyen en la recogida de la luz por la fibra.

Siguiendo los pasos descritos en la literatura [70] se realizaron estrechamientos en el extremo de varias fibras. De forma resumida, el proceso consiste en sumergir la punta de la fibra en acetona pura durante 3 minutos y extraerla después dejando actuar al disolvente durante 1 minuto al aire [19]. Este proceso se repite hasta un máximo de 10 veces para obtener un diámetro

final en la zona tratada entre 500 y 800 μm con una longitud de unos 2 cm en todas las muestras. Con el objetivo de obtener perfiles diferentes con este método se ha utilizado un dip-coater con el que se controla la velocidad de inmersión y retirada de la fibra del baño en acetona. En la figura 3.2 se muestra un esquema de los diferentes perfiles que pueden obtenerse con este método. Dependiendo del procedimiento, pueden generarse perfiles homogéneos sumergiendo la fibra durante los tres minutos como se ha indicado anteriormente, haciendo varias inmersiones hasta conseguir el diámetro requerido. En este caso la velocidad de inmersión y retirada programada en el dip-coater es la misma. Para conseguir un perfil lineal, el proceso de inmersión es el mismo que el anterior: se sumerge la fibra en acetona en un solo paso, pero la extracción de la fibra se realiza de manera continua a baja velocidad durante los 3 minutos de inmersión.



Figura 3.2. Fibra estrechada mediante ataque químico, a) perfil homogéneo, b) perfil lineal

Para obtener una superficie lo más homogénea posible el proceso de disolución de la fibra debe ser el mismo en toda la superficie,

esto hace necesario que la fibra se introduzca lo más recta posible en el disolvente. Mantener la fibra totalmente vertical dentro del disolvente es un problema añadido en el proceso de estrechamiento por ataque químico, ya que la fibra presenta cierta curvatura originada en el proceso de empaquetado por parte del fabricante. Al someter la fibra a una tensión que pretende mantenerla lo más recta posible, la reacción química de disolución del material que compone la fibra tiende a concentrarse en las zonas donde existe una mayor tensión mecánica, produciendo grietas en la fibra que provocan su ruptura antes de alcanzar el diámetro final deseado.

Para evitar esto, la solución adoptada consiste en tratarla previamente con un estiramiento mecánico que minimice en la medida de lo posible la curvatura inicial del segmento de fibra, realizando las inmersiones con la fibra lo más libre de tensiones mecánicas residuales posible.

Los defectos inducidos por este método en la fibra no sólo dependen de la reacción química que se produce entre la acetona y el polímero, sino que también están influidos por las posibles impurezas que se mantengan próximas a la fibra durante el proceso. Esto produce superficies rugosas y ciertos defectos que pueden afectar tanto al acoplamiento de la luz hacia el interior de la fibra como a la fragilidad mecánica de la misma.

De los diámetros obtenidos en las fibras estrechadas con este método se deduce que no sólo se ha disuelto totalmente el revestimiento de la fibra, sino que el núcleo también está parcialmente afectado. En la figura 3.3 se muestra un esquema del montaje experimental utilizado para la inmersión de la fibra en acetona y una imagen de la superficie de la fibra en la zona estrechada obtenida con un aumento 3x.

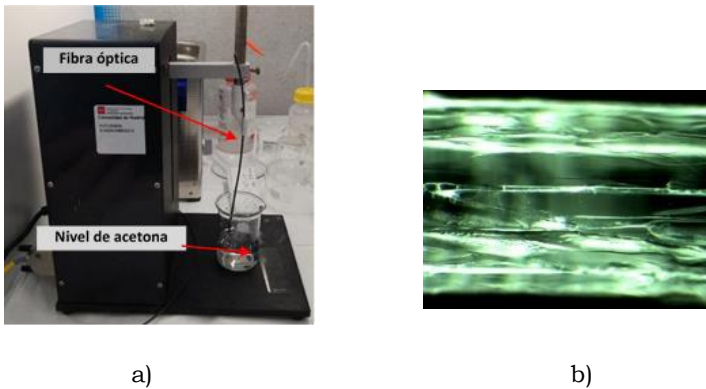


Figura 3.3. a) Set up experimental para el estrechamiento químico de la fibra. b) detalle de la superficie de la fibra atacada con acetona pura vista con lupa con aumento 3x.

Como puede observarse en la imagen, aparecen en la superficie grietas y defectos de diferentes tipos. Estos defectos son múltiples y podrían estar provocados tanto por la reacción química como por los procesos mecánicos llevados a cabo con anterioridad al ataque químico, como son la retirada de la cubierta de la fibra o el proceso mecánico para evitar la curvatura de la misma.

Con los medios disponibles actualmente, no se puede determinar de forma exacta cuál es el origen de estos defectos ni la influencia que tienen en el acoplamiento de la luz en la fibra.

Una vez que se ha llegado al diámetro final deseado, se observa que la punta de la fibra suele ser la zona más afectada por el proceso químico, obteniendo en esa zona superficies muy irregulares. Esto podría producir efectos de scattering y pérdidas en la recogida de la luz.

Para homogeneizar en lo posible las fibras a emplear, esta zona se ha eliminado mediante un proceso de corte con guillotina seguido de un pulido con elementos abrasivos de diferente tamaño de grano (30 micras y 5 micras) para conseguir un acabado lo más uniforme posible.

Para determinar la influencia del perfil fabricado sobre la respuesta del detector, se realizaron pruebas preliminares con radiación UV sobre muestras con un perfil homogéneo y muestras con un perfil lineal.

Estas pruebas se llevaron a cabo con el gadox dopado con Eu, que es más sensible a la radiación UV que el dopado con Tb. La inmovilización del material se realizó dentro de un capilar de vidrio, de 2 mm de diámetro y 3 cm de longitud relleno con $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$. La muestra se ha iluminado con un led UV de 375 nm y anchura espectral 10 nm, de manera que la cápsula quedara dentro del haz de luz emitida por el diodo [75]. En la figura 3.4 se muestra el resultado de medir el espectro de emisión bajo las mismas condiciones de iluminación en ambos casos.

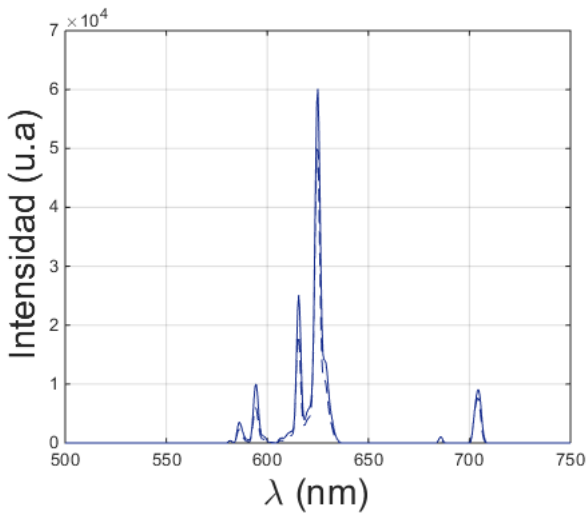


Figura 3.4. Medidas realizadas con fibra de perfil homogéneo (línea sólida) y perfil lineal (línea discontinua)

Como puede verse, la diferencia en la medida entre los dos perfiles estudiados no es significativa como para determinar cuál de

los dos métodos supone una optimización sobre la geometría del detector. Aún así, dado que la fibra con perfil homogéneo es ligeramente mayor, y el proceso de fabricación es más sencillo, se adoptó este método la realización de los dispositivos basados en fibras estrechadas mediante ataque químico.

En el proceso de fabricación, el diámetro final de la fibra depende del tiempo que ésta esté sumergida en acetona. Con el objetivo de comprobar si existe una relación entre el diámetro de la fibra y la señal medida, se han evaluado varias muestras empleando una fuente de iluminación directa sobre la zona estrechada de la fibra, siempre con un perfil homogéneo de diferente diámetro.

La fuente seleccionada fue un LED verde de 525 nm de pico y 32 nm de anchura espectral [76], que coincide aproximadamente con la fluorescencia esperada en el caso de irradiación de Gd³⁺:Tb³⁺. En la figura 3.5 se puede ver el resultado de esta prueba para 7 muestras con un diámetro final especificado en la tabla 3.2, y con una longitud aproximada de 2 cm en todas ellas.

Tabla 3.2 Muestras realizadas con estrechamiento químico y diferente diámetro final

Muestra	M_1	M_2	M_3	M_4	M_5	M_6	M_7
Diámetro (mm)	0,77	0,81	0,85	0,86	0,88	0,93	0,95

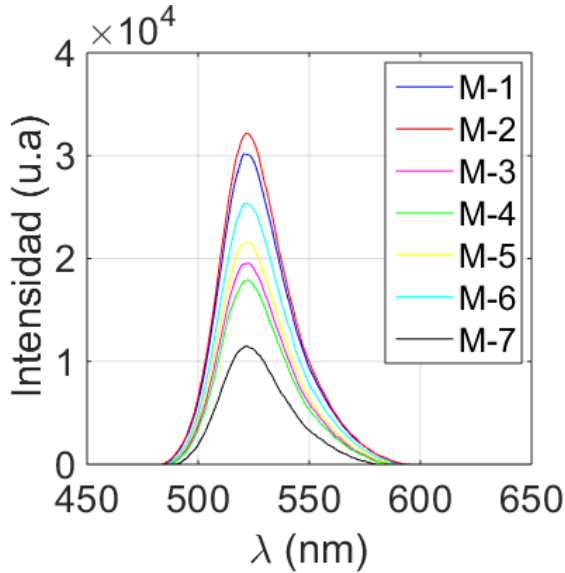


Figura 3.5. Medidas de diferentes muestras de fibras estrechadas con ataque químico y perfil homogéneo con diferente diámetro final correspondientes a la tabla 3.2, iluminadas con un led de 525 nm y 32 nm de anchura espectral.

Según se observa en la figura 3.5, existe una tendencia a mejorar la señal al reducir el diámetro, con diámetro óptimo en este caso de 0.81 mm.

Debido a que la reducción del diámetro por ataque químico también debilita estructuralmente la fibra, se adquiere un compromiso entre la mejora de la señal y la robustez mecánica de las fibras. Se considera por tanto suficiente para una mejora de la recogida de la luz el hecho de que se elimine completamente el

revestimiento de la fibra y una pequeña parte del núcleo de la misma.

Como resumen de todas las pruebas realizadas sobre las fibras estrechadas mediante ataque químico, se puede decir que el proceso de estrechamiento por ataque químico es altamente reproducible ya que el diámetro final sólo depende del tiempo que esté sumergida la fibra en acetona, aunque el debilitamiento que produce en la estructura de la fibra y los defectos inducidos afectan a la robustez de la misma y pueden afectar también a la capacidad de acoplamiento de la luz. Por tanto, la fabricación de estrechamientos mediante este método es un compromiso entre el diámetro final obtenido y la fragilidad inducida en la fibra.

3.2.2. Estrechamiento termomecánico.

La otra técnica empleada en la modificación de la punta de la fibra es el estrechamiento termomecánico, que se basa en la deformación plástica de la fibra. Así, el procedimiento implica el calentamiento de la zona de la fibra que se pretende estrechar consiguiendo que se reblandezca, de manera que pueda estirarse a baja velocidad evitando la fractura de la misma [73].

El montaje experimental para realizar estos estrechamientos consiste en un hilo de Niquel-cromo (NiCrom) conectado a una

fuentes de corriente Agilent Technology N5744. Una de las propiedades físicas del NiCrom es una alta resistencia eléctrica lo que permite un calentamiento rápido del hilo por efecto Joule. El hilo tiene unos 0,7 mm de diámetro y se ha enrollado formando una bobina con 15 espiras de 5 mm de diámetro interno y 2 cm de longitud. El objetivo de esta configuración, es obtener fibras modificadas en una longitud semejante a las obtenidas mediante el estrechado químico descrito anteriormente. Para proceder al estrechamiento de la fibra, se retira la cubierta externa de la zona de la fibra que se va a estrechar y se introduce en el interior de la bobina. La fibra está fija en uno de los extremos mientras que el otro se fija sobre un soporte móvil para poder estirar la fibra. El proceso se realiza en dos pasos. En primer lugar, se hace circular una corriente de 0.76 A por la bobina para precalentar la fibra durante 2 minutos ya que si la fibra se calienta demasiado rápido puede perder sus propiedades ópticas [70,73]. La temperatura que se alcanza en el interior de la bobina se relaciona con la corriente que circula por la espira a través de la ley de Joule dada por la ecuación 3.1

$$Q \propto I^2 \cdot R \quad (3.1),$$

donde Q es el calor producido, I es la corriente que circula por la espira y R la resistencia de la espira. Con la corriente suministrada, la temperatura alcanzada en el interior de la bobina es aproximadamente de unos 60 °C. A continuación, se incrementa

la corriente que circula hasta alcanzar los 0,86 A, aumentando la temperatura hasta 73 °C. En ningún caso se supera la temperatura máxima de operación de 85 °C. De esta forma la fibra se reblandece sin llegar nunca al punto de fusión del material que la compone. A partir de este momento es cuando se inicia el proceso de estirado mecánico de la fibra. En la figura 3.6 se muestra el montaje experimental realizado.

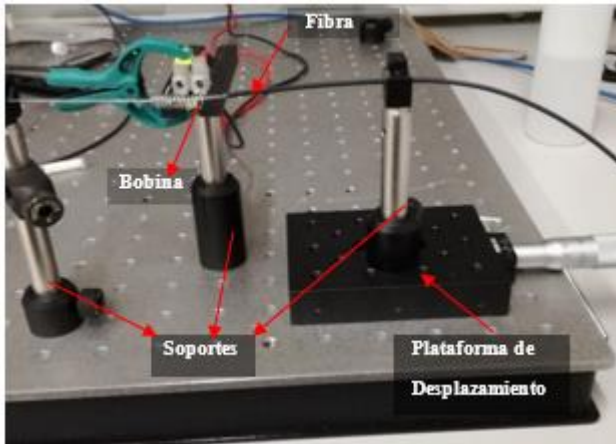


Figura 3.6. Montaje experimental para hacer los estrechamientos termomecánicos.

Cuando la corriente alcanza los 0,86 A, se inicia el desplazamiento de la plataforma móvil donde está sujeto uno de los extremos de la fibra, a una velocidad aproximada de 1 mm/min.

Este proceso se ha realizado de forma manual, aunque es fácilmente automatizable empleando un motor paso a paso para el estiramiento.

El perfil obtenido de la fibra usando este método es de tipo exponencial manteniéndose la estructura núcleo-revestimiento. En la figura 3.7 se muestra un esquema del perfil que se obtiene con este método y la superficie de una fibra obtenida con un aumento 2x.



Figura 3.7. a) Perfil de las fibras estrechadas termomecánicamente. b) superficie de la fibra vista con una lupa con aumento 2x.

Como puede apreciarse en la imagen, la superficie es mucho más regular que la obtenida mediante ataque químico, aunque existen algunos defectos debido a la tensión ejercida. El perfil y longitud finales de la zona estirada, dependen de la velocidad de estiramiento, y ésta a su vez está limitada por la velocidad de

giro del tornillo. Una vez se ha alcanzado aproximadamente el diámetro requerido, se reduce gradualmente la corriente por la bobina para que el cambio de temperatura no sea demasiado brusco. Finalmente, tras la extracción de la fibra del sistema de estirado, se corta la fibra por la zona estrechada con una guillotina y se pule el extremo en superficies abrasivas de la misma forma que se hizo con las fibras estrechadas químicamente.

Las muestras fabricadas con este tipo de estrechamiento son de dos tipos. En un caso la velocidad de estiramiento se ajusta de forma que la longitud final de la zona estrechada sea de unos 2 cm, como en las fibras estrechadas con acetona. En otro caso, se realiza un estiramiento más rápido, para obtener un perfil más abrupto, lo que conlleva que la fibra se parta rápido y la longitud total sea menor. En la tabla 3.3 se resumen las características de las fibras obtenidas con este procedimiento. El diámetro se ha medido en la zona más estrecha del extremo de la fibra.

Tabla 3.3. Muestras obtenidas por el método de estrechamiento termomecánico con distinto diámetro final

Fibra	Longitud de Estrechamiento (mm)	Diámetro (mm)
T1	20,8	0,53
T2	9,24	0,69
T3	8,8	0,79

Las muestras así obtenidas, se han caracterizado empleando el mismo procedimiento que el usado anteriormente con las fibras estrechadas químicamente, esto es, se han iluminado transversalmente con el mismo LED verde, los resultados obtenidos se muestran en la figura 3.8 y se comparan también con los resultados obtenidos para una fibra sin estrechar de unos 2 cm de longitud y 1mm de diámetro.

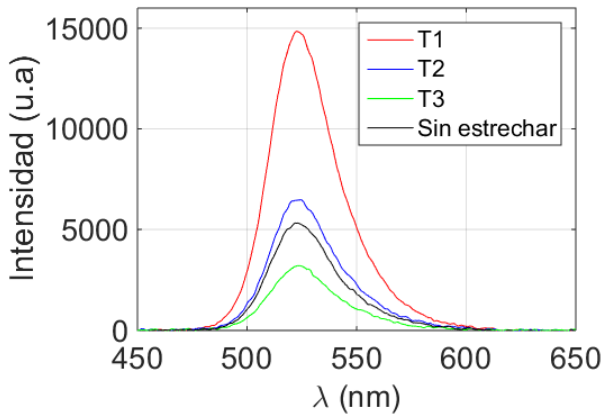


Figura 3.8. Resultados de medir la luz de un led verde transmitida por una fibra con diferentes estrechamientos termomecánicos según la tabla 3.3.

Como puede observarse, la señal en la muestra T1, que tiene la misma longitud que la muestra sin estrechar, es mucho mayor que la resultante en la muestra sin estrechar. En el caso de las muestras T2 y T3, que tienen una longitud del estrechamiento mucho menor, la diferencia de señal no es tan grande, incluso

en el caso de la muestra T3 es menor. Esto se debe a que la superficie activa de recogida de luz es mucho menor y por lo tanto el efecto del estrechamiento resulta compensado.

En la figura 3.9 puede verse la comparación de los valores máximos de señal obtenidos tanto con las fibras estrechadas termomecánicamente como químicamente. En esta figura se muestran los resultados de iluminación lateral para las muestras M_2 y T_1 de las tablas 3.2 y 3.3 respectivamente. Se observa que el procedimiento químico ofrece unas mejores prestaciones en lo referido a la captura de luz procedente de una fuente de radiación externa a la fibra.

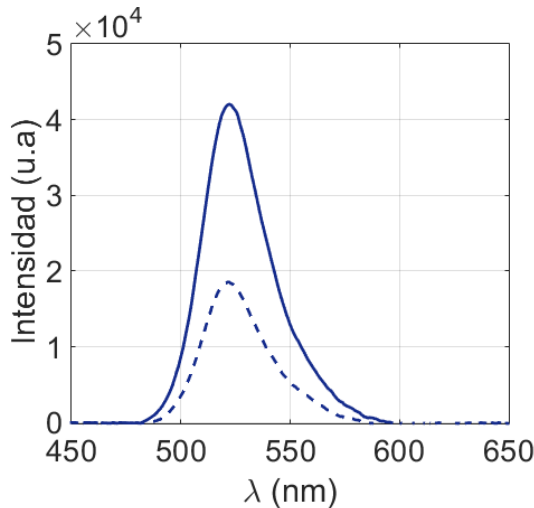


Figura 3.9. Medidas de la luz de un led verde transmitida por una fibra estrechada con el método químico (línea continua) y método termomecánico (línea discontinua)

Con los resultados obtenidos, se puede concluir, que el estrechamiento químico es, a priori, más eficaz en la recogida de luz que el estrechamiento termomecánico,

Sobre las fibras así modificadas, se debe inmovilizar el fluoróforo seleccionado para actuar como transductor entre la radiación ionizante y la radiación visible medible. Como ya se ha dicho, este fluoróforo se presenta en formato polvo y hay que ponerlo en contacto con la fibra estrechada. Los métodos de fijado empleados son objeto de descripción y análisis en el siguiente punto.

3.3 Inmovilización del material centellador.

Como se ha comentado, los materiales centelleadores utilizados deben mantenerse en contacto con la fibra. A continuación, se describen los pasos seguidos para la inmovilización del centelleador mediante dos métodos diferentes.

3.3.1 Inmovilización del centelleador en una matriz de epoxi.

El método de inmovilizar el polvo centelleador en una matriz de epoxi se ha usado habitualmente en la fabricación de sensores extrínsecos de radiación [33,34,47]. Para elegir la resina adecuada, hay que tener en cuenta que debe ser transparente a la

longitud de onda en la que emite el centelleador para que no absorba la radiación de fluorescencia. También hay que tener en cuenta la viscosidad, ya que, si es demasiado líquida facilita la formación de burbujas de aire al realizar la mezcla, y si es demasiado viscosa, dificulta la inyección de la mezcla en el molde. El tipo y tiempo de curado también es un parámetro a tener en cuenta para determinar el tiempo de fabricación de los sensores. La resina empleada en nuestro caso es una resina Epo-Tek 301 [77] que ya ha sido utilizada anteriormente por otros equipos para la fabricación de cabezales sensores de este tipo [17,55]; esta resina se presenta en dos componentes líquidos transparentes y sus propiedades ópticas son tales que permite una transmitancia de más del 99% de la luz entre 382 y 980 nm, el índice de refracción es de 1,59 @589 nm, y tiene baja viscosidad. El tiempo de curado es de 1 hora a 65°C y de 24 horas a 23°C. Esta resina según el fabricante está expresamente indicada como adhesivo para materiales médicos y para fibras de vidrio y plástico. En las especificaciones se indica que es resistente a los rayos X y la radiación gamma, por lo que es especialmente atractiva para la inmovilización del fluoróforo de los cabezales sensores [77].

El proceso de mezcla del epoxi con el fluoróforo debe realizarse lentamente para evitar que se produzcan burbujas en la mezcla. La aparición de burbujas en la mezcla es un inconveniente para

la recogida de la luz por parte del cabezal sensor, ya que produciría cambios localizados de índice de refracción en el interior del sensor, lo que produce scattering y reduciría la cantidad de luz que llega a la fibra [55]. La proporción utilizada en la mezcla para la fabricación de los cabezales sensores en nuestro caso es del 40,7 % de epoxi y 59,3 % de material centelleador con 0,36 g netos aproximadamente de este último. Siguiendo el procedimiento de mezcla descrito se obtiene un material de textura semi-líquida. Una vez preparada la mezcla, se aspira con una jeringa, extrayendo el aire que pueda introducirse en el proceso, y se vierte lentamente dentro de un molde cilíndrico de 2.5 cm de longitud aproximada y 4 mm de diámetro interno, rellenando el molde desde el fondo hacia el extremo. En el molde, se ha fijado previamente la fibra estrechada de manera que quede lo más centrada posible en su interior. De este modo la zona estrechada de la fibra queda totalmente cubierta por la mezcla. Pasado el tiempo de curado de la resina se puede retirar el molde, quedando el material centelleador unido a la fibra. Para evitar interferencias de luz externa, el cabezal sensor se cubre con una cinta opaca que lo aisle de la luz exterior.

El aspecto final del transductor, es el que se muestra en la figura 3.10, donde puede verse el resultado final del proceso descrito, antes y después de aislar el transductor de la luz exterior.

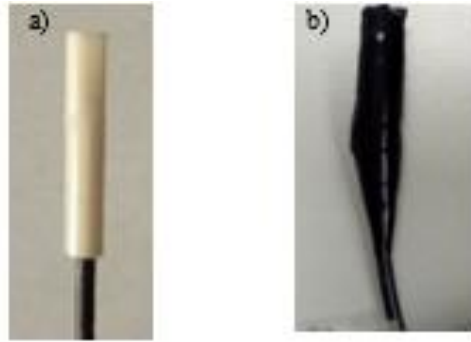


Figura 3.10. Detector fabricado con mezcla de epoxi Epo-Tek 301 y polvo de óxido de gadolinio $Gd_2O_3:Tb$. a) aspecto final del cabezal sensor. b) cabezal sensor aislado de luz exterior

3.3.2 Inmovilización del centelleador en una cápsula.

Un método alternativo de emplear el fluoróforo, implica prescindir de la matriz de resina epoxi que lo adhiere a la fibra. En efecto, el uso del fluoróforo directamente supone introducir el polvo seco dentro de una cápsula y después introducir la zona estrechada de la fibra en la misma, de manera que el volumen que rodea la fibra es íntegramente material centelleador [27].

Teniendo en cuenta que el propósito de estos sensores es utilizarlos en protección radiológica el tamaño final de los mismos no es un factor limitante, de forma que podría aumentarse el volumen del transductor para incrementar la probabilidad de interacción de la radiación con el centelleador. Sin embargo, los efectos de autoabsorción de la luz producida también aumentan

con el volumen del sensor, según la ley de Lambert-Beer comentada en el capítulo 2. Existe pues, un compromiso entre el volumen del detector y las pérdidas que se producen en su interior, lo que hace que aumentar dicho volumen no redunde en un incremento de la señal de fluorescencia registrada.

Para inmovilizar el material centelleador en seco, se han utilizado cápsulas de diferentes materiales y tamaños con el propósito de determinar el volumen más adecuado para los sensores. En la tabla 3.4 se resumen las dimensiones de las diferentes cápsulas utilizadas en la fabricación de sensores, así como la cantidad aproximada de gadox que puede contener cada una. Como puede verse se han empleado capilares de vidrio, microtubos de polipropileno y cápsulas de teflón todos ellos de diferente tamaño. La superficie interior de los capilares de vidrio y los demás recipientes transparentes, se ha recubierto con una pintura reflectante con el fin de evitar en la medida de lo posible la pérdida de fotones hacia el exterior. La pintura reflectante utilizada es un sulfato de bario de base acuosa (Avian-B) con una reflectancia mayor del 97 % entre 350 y 850 nm. Con las cápsulas de teflón, sin embargo, al ser el teflón un material reflectante, no hay necesidad de recubrirlas con pintura.

Tabla 3.4. Encapsulados utilizados para inmovilización del gadox en seco

Cápsula	Diámetro (mm)	Longitud (cm)	Material	Masa gadox aprox (gr)
Capilar	2	3	Vidrio	0,5
Micro tubo	6,37	2,7	Polipropileno	2
Cilindro	5	2,5	Teflón	1,5
Cilindro	25	5,8	Polipropileno	59,65

Como puede observarse en la tabla 3.4, se tienen diferentes volúmenes de centelleador en torno a la fibra estrechada, lo que permitirá evaluar el efecto de ese volumen sobre la señal de fluorescencia obtenida mediante las diferentes fibras estrechadas. En la figura 3.11 se muestra la imagen del aspecto de los microtubos de polipropileno y las cápsulas de teflón antes de fabricar el cabezal sensor (imágenes a y b respectivamente), y después de aislar el cabezal de la luz exterior (imágenes c y d).

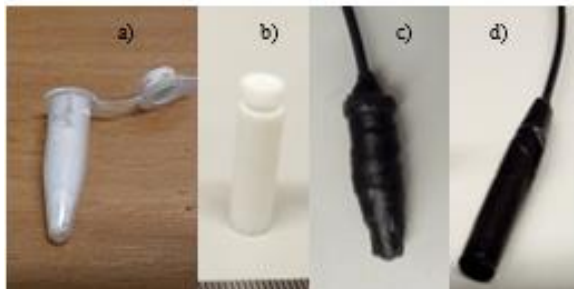


Figura 3.11. Ejemplo de cápsulas de inmovilización del fluoróforo en seco. a) microtubo pintado con pintura reflectante, b) cápsula de teflón c) y d) aspecto final de los cabezales sensores fabricados con ambas cápsulas

El procedimiento de fabricación en cada caso es el mismo. El fluoróforo se introduce en la cápsula seleccionada de manera que la distribución sea lo más homogénea posible, y posteriormente se introduce la sección de fibra estrechada de manera que ésta quede completamente rodeada por el polvo centelleador. Como en el caso anterior, los cabezales sensores fabricados deben cubrirse con una cubierta opaca para evitar la interferencia de luz exterior.

Tanto si se utiliza el proceso de fabricación basado en la mezcla con epoxi, como si se inmoviliza el material centelleador en una cápsula, el resultado final es un cabezal sensor unido a un cable de fibra óptica de plástico cuya longitud dependerá del entorno de trabajo.

Como ya se ha comentado anteriormente, uno de los objetivos del trabajo realizado es determinar si existe alguna relación entre la señal obtenida y el método de inmovilización del fluoróforo. Para esto se han tomado dos muestras en las que se utilizan fibras estrechadas por el método químico con perfil homogéneo y ambas de 3 cm de longitud y 0,95 mm de diámetro aproximadamente. Tanto el molde utilizado para la mezcla con epoxi como la cápsula de inmovilización del fluoróforo en seco consisten en un tubo de vidrio de 2 mm de diámetro y 2,5 cm de longitud. En ambos casos, el fluoróforo utilizado fue el Gadox:Eu, y fueron irradiadas con luz UV procedente de un LED con un máximo de

emisión de 375 nm y una anchura espectral de 10 nm, de forma que queda iluminada completamente la sección transductora. El resultado obtenido es el que muestra en la figura 3.12, donde puede verse que la señal medida en el caso de inmovilización en seco es mucho mayor que si el material se inmoviliza en una matriz epoxi. Esto es debido a que el volumen que rodea la fibra en el primer caso es únicamente material centelleador y por tanto la cantidad de ese material rodeando la fibra es mayor. Esto confirma la mejora que supone el empleo de material en seco, un aspecto que ya había sido apuntado en la literatura, aún con un esquema de medida diferente [27].

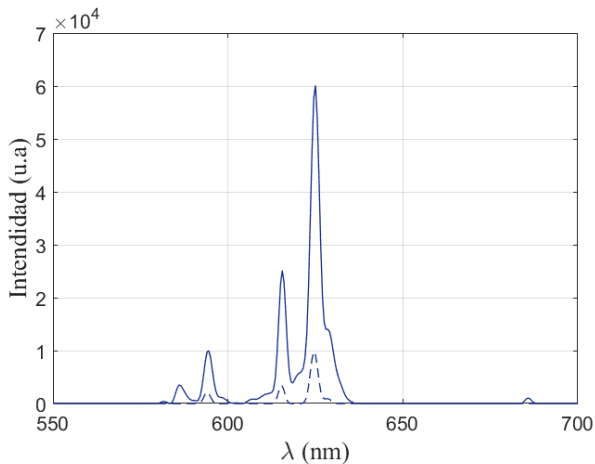


Figura 3.12. Espectro obtenido para dos muestras fabricadas con fibras estrechadas por ataque químico y método de inmovilización del gadox dopado con Eu en formato polvo: en seco (línea sólida) y mezclado con epoxi (línea discontinua) al someterlas a radiación UV.

Así pues, del resultado anterior se desprende que el método de inmovilización óptimo del centelleador es en seco y que la cantidad de material utilizado influye en la medida.

La evaluación del efecto de la cantidad de centelleador sobre la señal de fluorescencia, se llevó a cabo preparando transductores fabricados con diferentes métodos de estrechado de fibra y variando el volumen de fluoróforo en torno a dichas secciones estrechadas. En este caso, para la cápsula contenedora del centelleador se utilizó un microtubo de polipropileno de las dimensiones especificadas en la tabla 3.4. Para facilitar el intercambio de fibras de colección de fluorescencia, se fijó un capilar de vidrio de 1 mm de diámetro interno en el eje del microtubo, de forma que el volumen de fluoróforo se mantuviera constante en las diferentes pruebas realizadas.

El esquema de irradiación es el mismo que el empleado en el experimento anterior, iluminando el fluoróforo con radiación UV desde 3 direcciones diferentes, tratando de reproducir en lo posible las condiciones finales de operación de los transductores fabricados cuando se irradian con radiación ionizante, de mayor poder de penetración. La cantidad de gadox utilizada en este caso es de 2 g aproximadamente, y se ha empleado el dopado con Eu por tener una mejor respuesta a la irradiación con UV [34].

En la figura 3.13 se muestra una imagen del arreglo experimental, donde puede verse la disposición del microtubo de polipropileno relleno de Gadox:Eu en el centro del volumen de irradiación de los LED UV utilizados.

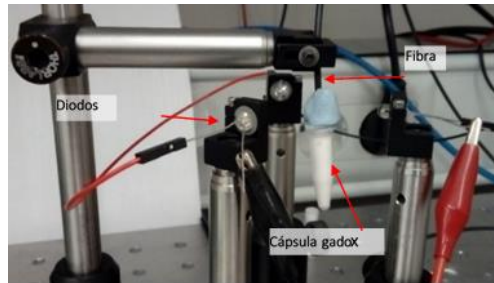


Figura 3.13. Set up experimental para validar el proceso de estrechamiento de las fibras con una cápsula de gadox dopado con Eu y luz U.V

Con este esquema, se han comparado los resultados de señal de fluorescencia obtenidos empleando fibras estrechadas y sin estrechar, las primeras con los dos métodos de estrechado desarrollados en este trabajo.

El procedimiento de medida ha sido el siguiente: el extremo estrechado de las diferentes fibras se han insertado en el microtubo relleno con el centelleador y se ha irradiado con la radiación UV procedente de los diodos LED utilizados. El extremo opuesto de las fibras, de un metro de longitud, se ha fijado en el elemento optoelectrónico de detección, en nuestro caso un espectrofotó-

metro comercial (StellarNet BlueWave) [78] en el que se ha configurado un tiempo de integración de 100 ms y un promediado de 2. Las características de las secciones útiles de las fibras empleadas son las que se muestran en la tabla 3.5, y los resultados obtenidos son los que se muestran en la figura 3.14.

Tabla 3.5. Características de las secciones útiles de las fibras utilizadas para irradiar un cabezal sensor fabricado con gadox de Eu, irradiadas con un conjunto de 3 LED's UV

Fibra	Tipo Estrechamiento	Diámetro (mm)	Longitud de Estrechamiento (cm)
1	Químico	0,68	2,15
2	Termomecánico	0,53	2
3	Sin estrechar	1	2

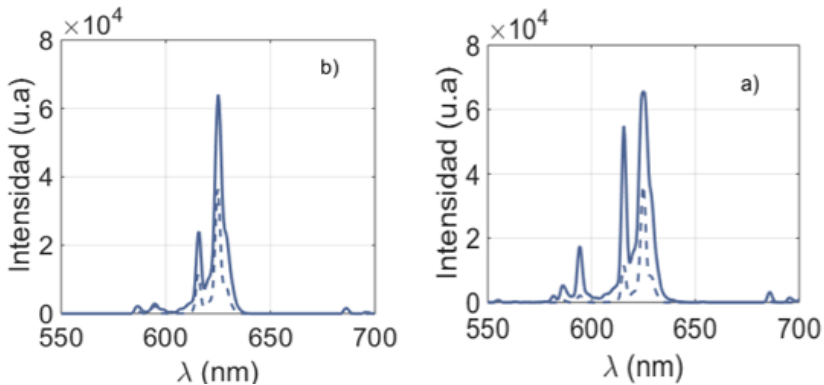


Figura 3.14. Respuesta del detector fabricado con Gd₂O₂S:Eu, dentro de un microtubo de plástico con un capilar de vidrio centrado. a) Señal de fluorescencia recogida por la fibra estrechada químicamente (línea sólida) y fibra sin estrechar (línea discontinua) b) Señal de fluorescencia recogida por la fibra estrechada termomecánicamente (línea sólida) y fibra sin estrechar (línea discontinua). Fuente de irradiación: Led UV 370E, tiempo de irradiación: 100ms.

Como puede apreciarse la intensidad de la luz medida usando el mismo cabezal sensor es mayor para fibras que han tenido un estrechamiento localizado que para la fibra que no ha sido tratada. Estos resultados confirman la eficacia del método de estrechado de la fibra para mejorar la recogida de la luz. Pero en estas medidas no se observa la misma dependencia de la señal con el método de estrechado, que en el caso de las fibras probadas sin fluoróforo, ya que en ambos casos la señal es prácticamente la misma. Esto puede deberse a defectos en el propio proceso de fabricación, demostrándose que influye de manera directa en la respuesta del sensor. No obstante, se sigue observando que la señal obtenida con la fibra estrechada de forma química sigue siendo ligeramente superior que la proporcionada por la fibra estrechada termomecánicamente.

Una de las cuestiones añadidas a la fabricación de sensores es la reproducibilidad de los mismos. Para comprobar esto, se fabricaron dos de ellos mediante la técnica del ataque químico, dado que este procedimiento es, a priori, menos estable que el termomecánico por incluir una reacción química. Las muestras fabricadas resultaron de diámetros 0.68 y 0.72 mm y longitudes de 2.1 y 1.9 cm respectivamente. Como puede verse, aún empleando el mismo procedimiento, el estrechado químico produce unas tolerancias de fabricación relativamente grandes. Ambas

fibras se utilizaron en el esquema de medida descrito con anterioridad, y los resultados obtenidos son los que aparecen en la figura 3.15.

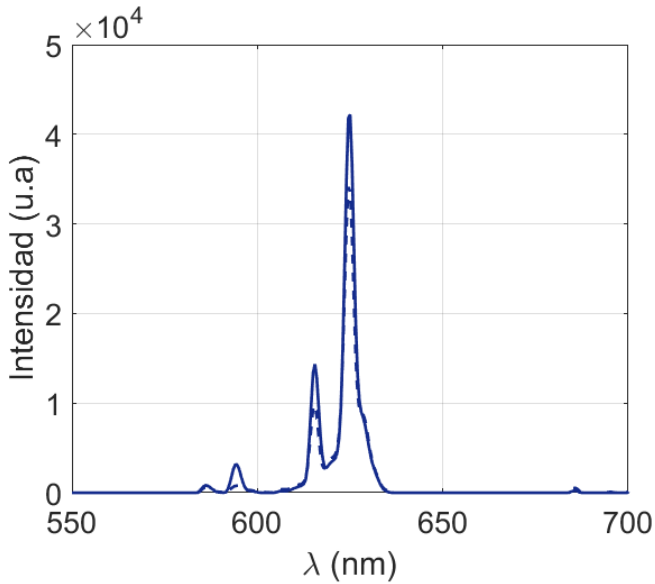


Figura 3.15. Espectro medido con una cápsula de $\text{Gd}_2\text{O}_3\text{:Eu}$ iluminada con 3 diodos UV con dos fibras estrechadas por ataque químico de 0,68 mm de diámetro (línea sólida) y 0,74 mm de diámetro (línea discontinua)

Los valores máximos obtenidos en ambos casos son semejantes, y en ese sentido se puede decir que ambos resultados son comparables, más allá de las pequeñas diferencias en el resultado final de la fabricación.

3.4 Resumen

En este capítulo se han descrito los procesos llevados a cabo para la fabricación de los sensores presentados en esta tesis. Se han explicado los dos métodos de estrechamientos realizados en el extremo de las fibras: químico y termomecánico. Cada tipo de estrechamiento da lugar a un perfil de fibra diferente, y se ha explicado que el estrechamiento químico disuelve el revestimiento y parte del núcleo de la fibra, mientras que con el estrechamiento termomecánico se mantiene la estructura núcleo-revestimiento de la fibra.

También se han descrito los procesos llevados a cabo para la inmovilizar el material centelleador. Uno de ellos consiste en incorporar el material en una matriz de epoxi y posteriormente rellenar con la mezcla un molde sujeto previamente en el extremo de la fibra de manera que, pasado el tiempo de curado del epoxi, se retira el molde y queda un transductor unido a la fibra. El otro proceso consiste en introducir el fluoróforo en seco dentro de una cápsula e introducir la fibra en la cápsula, de manera que quede totalmente cubierta por el fluoróforo. La superficie interior de las cápsulas transparentes ha sido recubierta con pintura reflectante para evitar que los fotones producidos escapen hacia el exterior del sensor.

Se han descrito también en este capítulo los experimentos llevados a cabo para validar el proceso de fabricación. Para determinar la influencia del tipo de estrechamiento y perfil de la fibra en la respuesta del detector, se han realizado medias con las fibras sin fluoróforo iluminadas con un led verde, que imita la longitud de onda del pico de emisión principal del gadox dopado con Tb. Los resultados obtenidos demuestran la respuesta óptima de las fibras estrechadas con ataque químico, con un diámetro final que es un compromiso entre la mejora que supone en la señal medida y la fragilidad inducida en la fibra.

Se han descrito también las pruebas realizadas para determinar el método óptimo de inmovilización del fluoróforo, entre inmovilizarlo en una matriz epoxi o en seco. A la vista de los resultados obtenidos con el gadox dopado con Eu iluminado con una luz UV, se deduce que la mejor solución es una inmovilización en seco. Por otro lado, las medidas realizadas con luz UV y gadox con fibras estrechadas de forma térmica o química con muestras semejantes son también similares, y demuestran la reproducibilidad de la fabricación de los sensores.

En el capítulo siguiente, se mostrarán los resultados experimentales obtenidos con muestras fabricadas siguiendo los procedimientos descritos en este capítulo, sometidas a rayos X y gamma y se profundizará en los efectos sobre la medida de los procesos de fabricación.

Capítulo 4.

Validación de los sensores como detectores de radiación ionizante.

En este capítulo se presentan los resultados conseguidos con los dispositivos fabricados empleando los resultados de la caracterización preliminar expuesta en el capítulo 3. Esto es, las pautas recomendadas acerca de la modificación del extremo de la fibra y la inmovilización del material centelleador. Con la intención de validar dichos resultados, en ocasiones se ha realizado una caracterización doble, es decir, que se han empleado las diferentes combinaciones de fibras modificadas y métodos de inmovilización de fluoróforo para obtener un conocimiento lo más completo posible del funcionamiento de los dispositivos. Este capítulo se

divide en dos epígrafes diferenciados dependiendo de la fuente utilizada para caracterizar los detectores. En cada caso se describe el sistema experimental y la disposición de los detectores en el mismo. Los resultados a analizar para cada uno de los sensores evaluados implican la respuesta espectral de los mismos, su respuesta temporal y su estabilidad en medidas de repetición.

4.1 Medidas con radiación gamma

Las medidas con radiación gamma se han realizado en las instalaciones del Centro de Investigaciones Energéticas y Medioambientales (Ciemat) en el Laboratorio de Metrología de radiación gamma, utilizando una fuente calibrada de ^{137}Cs . Este tipo de fuente es la referencia utilizada habitualmente para calibrar detectores de radiación gamma y su emisión principal son fotones de 662 keV considerada una energía media en emisión gamma.

Se realizó una batería de pruebas preliminares para comprobar el efecto sobre la señal generada por los transductores con fibra de plástico prístina o modificada con el objeto de determinar, en primera instancia, la capacidad de detección de los mismos en el rango de energías medias. Los primeros transductores se fabricaron con $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$, como centelleador, dado que el máximo principal de emisión en este caso se encuentra en la zona roja del espectro donde un fotodetector convencional de silicio presenta una mayor responsividad que a longitudes de onda

más bajas. En ese rango, que es el habitualmente utilizado para comunicaciones de área local (LAN), el coeficiente de atenuación de la fibra es suficientemente bajo, del orden de 0,4 dB/m tal y como se mostró en la figura 2.8.

Se irradiaron dos muestras con el centelleador en seco. La primera de ellas con la fibra sin modificar, mientras que la segunda se atacó químicamente para reducir ligeramente su diámetro hasta los 0.95 mm. Las longitudes de fibra recubiertas con el centelleador fueron de 3 y 1.5 cm respectivamente. La cantidad de centelleador utilizado fue de 0,5 g en ambos casos. Las muestras se dispusieron dentro del laboratorio de radiación en posición perpendicular a la dirección de propagación del haz de fotones proporcionado por la fuente, mientras que el instrumental de medida se situó en la sala de control. En las condiciones de medida, la distancia entre la fuente y el sistema de adquisición de datos es de, al menos, 10m. La detección se realizó con un espectrómetro CCD convencional, conectado a un PC de control por puerto USB (StellarNet Blue Wave) [76].

En la figura 4.1 se muestra una visión esquemática de la configuración experimental. En ella puede apreciarse la separación entre la sala de irradiación y la de control, y el método de variación de irradiancia gamma sobre los dispositivos a validar mediante la variación en la distancia entre la fuente radioactiva y

el cabezal sensor. Este esquema experimental se mantuvo invariable en todos los experimentos realizados con la fuente de ^{137}Cs .

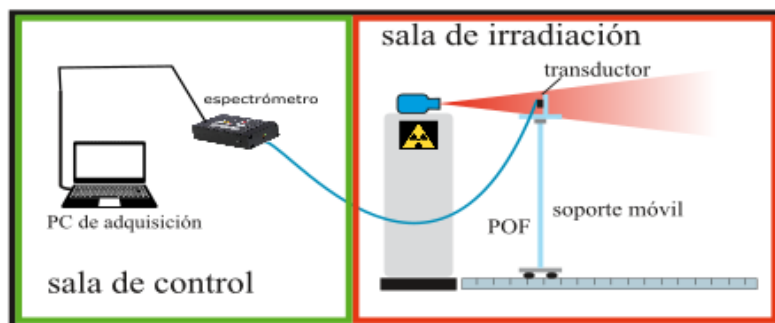


Figura 4.1. Configuración experimental para las medidas de radiación gamma con fuente de ^{137}Cs . Disposición de las muestras en la sala de irradiación y del sistema de medida en la sala de control.

En esta primera prueba, los dispositivos se irradiaron con un valor fijo de tasa de kerma 1 Gy/h. La detección se realizó con un tiempo de integración de 20 s, coincidente con el valor utilizado por otros autores en este tipo de medidas (aunque éstos emplean radiación incidente de distinta energía) [34]. El resultado obtenido aparece comparado en la figura 4.2, donde la señal registrada para la fibra modificada en su extremo es claramente mayor que la utilizada sin modificación, a pesar de que la primera tiene la mitad de longitud que la segunda.

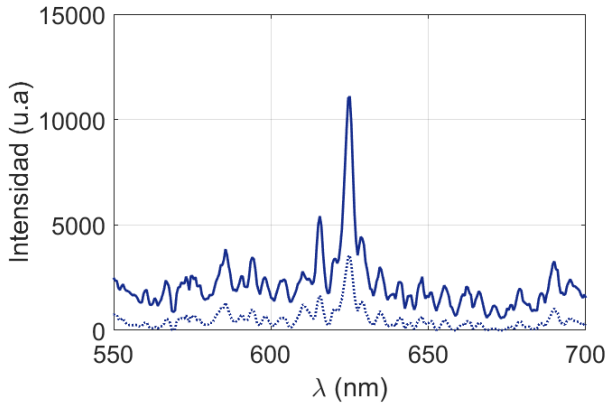


Figura 4.2 Espectro de emisión de los detectores bajo irradiación de una fuente de ^{137}Cs con fotones de energía 662keV, tasa de Kerma 1 Gy/h con la fibra estrechada (línea continua) y fibra sin tratar (línea puntos)

Este resultado parece corroborar que el efecto de tener el núcleo de la fibra en contacto con el fluoróforo es mucho más eficaz que el aumento de la superficie activa de recogida de la luz de la fibra sin tratar.

Aunque los detectores fabricados con capilares de vidrio y gadox de Eu proporcionaron un primer resultado aceptable, la eficacia frente a radiación gamma es mayor en el gadox dopado con Tb [27,55]. Además, el coeficiente de atenuación de la fibra a la longitud de onda de emisión máxima del Gadox:Tb (543nm) es menor que a la del Gadox:Eu (625 nm). Esta diferencia puede ayudar a conseguir un mejor cociente SNR en la señal medida a pesar de la diferencia de responsividad en fotodetectores de Si.

Puesto que el aumento de la cantidad del fluoróforo se ha demostrado eficaz a la hora de incrementar la señal medida, con el propósito de optimizar el sistema de detección, se fabricaron dos nuevos cabezales sensores utilizando este nuevo material centelleador encapsulado en microtubos de polipropileno como los descritos en la tabla 3.4. De nuevo, las muestras se fabricaron sobre fibras de 10 m, empleando los dos métodos de estrechamiento descritos anteriormente. La tabla 4.1 resume las características de los dos sensores fabricados, empleando 1,15 g de centelleador en ambos casos.

Tabla 4.1. Características de los cabezales sensores fabricados con un microtubo de polipropileno, con dos estrechamientos de fibra diferente y 0,15 g de gadox de Tb

Cabezal sensor	Tipo de estrechamiento	Diámetro final (mm)	Longitud de la zona estrechada (cm)
C1	químico	0,69	1,78
C2	térmico	0,68	2

Con el conocimiento previo del tipo de respuesta que podrían ofrecer los sensores, se realizó una caracterización de la respuesta de los fabricados con Gadox:Tb en función de la tasa de kerma recibida, que se fijó en valores de 0,5, 0,75, 1 y 2 Gy/h. El tiempo de integración se mantuvo en 20 s, igual que en las pruebas preliminares con un promediado de 2. El tiempo total de irradiación para cada muestra fue inferior a 10 minutos, dejando de irradiar las muestras en el intervalo de ajuste de cada

dosis. Este procedimiento evita el afterglow entre medidas, ya que el tiempo de decaimiento de la fluorescencia es del orden de microsegundos [79].

La figura 4.3a muestra el espectro de emisión obtenido con el cabezal C1 para las diferentes dosis especificadas. En la figura se puede ver que el espectro típico de emisión del fluoróforo aumenta al ir aumentando la tasa de kerma.

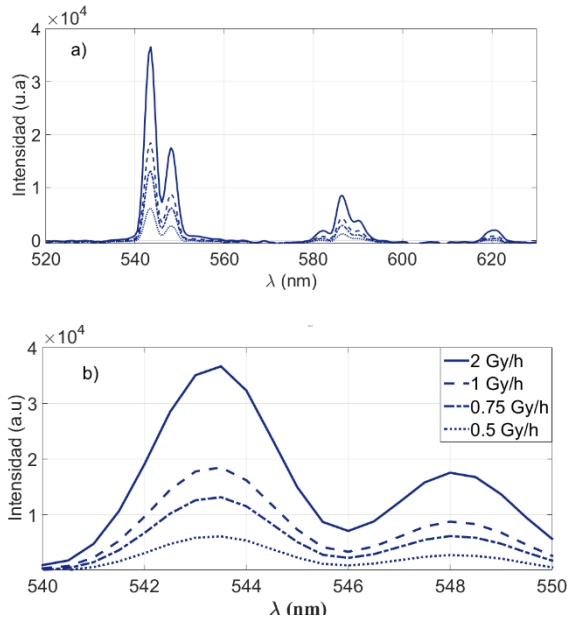


Figura 4.3. Espectro de emisión medido para el cabezal C1, cuyas propiedades se incluyen en la tabla 4.1, con tasas de kerma 2, 1, 0,75, 0,5 Gy/h y 20 s de tiempo de integración.

Esta tendencia se observa en todos los picos del espectro. En la figura 4.3.b. se muestra un detalle de los picos principales, donde se distingue la evolución de la señal con la tasa de kerma con más claridad.

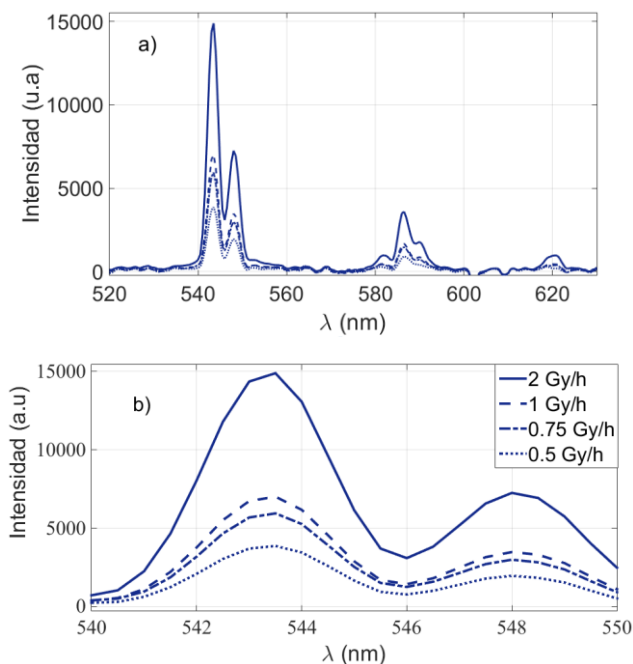


Figura 4.4. Espectro de emisión medido para el cabezal C2 de la tabla 4.1, con tasas de kerma 2 Gy/h (línea sólida), 1 Gy/h (línea discontinua), 0,75 Gy/h (línea semisólida), 0,5 Gy/h (línea puntos) y 20 s de tiempo de integración.

En la figura 4.4 se representa la evolución de la señal obtenida en las condiciones especificadas de medida, del cabezal C2, cuya fibra está estrechada de forma termomecánica. La figura 4.4.b muestra también un detalle de los picos principales de emisión,

que revela con mayor claridad la evolución de la señal con la tasa de kerma.

Como puede observarse, la señal disminuye de forma proporcional con la dosis aplicada en ambos casos. Es fácil de apreciar también, que en la figura 4.3, en la que se representa la fibra estrechada químicamente C1, el máximo obtenido es 2,5 veces mayor que en el caso del cabezal fabricado con estrechado termomecánico C2, representado en la figura 4.4, lo que confirma la mayor eficacia del estrechamiento químico. En ambos casos, y en las condiciones de medida descritas, la tasa de kerma mínima detectable a 20s de integración ha sido 0,5 Gy/h,

Analizando los resultados obtenidos en la irradiación de los cabezales C1 y C2, se observa que la intensidad de las emisiones, en función de la dosis aplicada sigue una tendencia lineal en todos los casos. En la figura 4.5, se representa la intensidad del pico principal de emisión, 543 nm, en función de la dosis aplicada de ambos detectores con 20 s de tiempo de integración. Se puede observar, que ambos sensores presentan la misma tendencia creciente con la tasa de kerma aplicada, y refleja la superioridad de la señal del cabezal C1 sobre el sensor C2 como se ha comentado anteriormente.

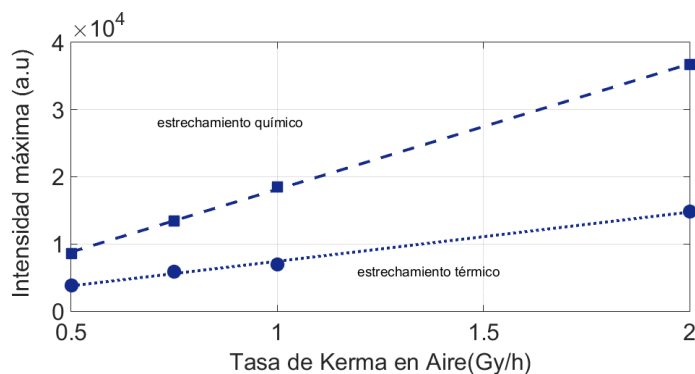


Figura 4.5. Ajuste lineal de la intensidad a la longitud de onda a 543 nm, para la muestra fabricada con 1,16 g de $Gd_2O_3:Tb$ en microtubo de polipropileno con fibras estrechadas por ataque químico (cuadros) y termomecánico (círculos)

Esta misma tendencia lineal se observa en los otros picos apreciables del espectro de emisión. Esto nos indica que dicha tendencia de la intensidad con la tasa de kerma, se mantiene en todo el espectro del sensor y no solamente en un máximo local. Se observa también la misma proporcionalidad entre las intensidades de los máximos locales a 586 nm y 620 nm, de 2,5 veces superior en la muestra C1 sobre la muestra C2. En la figura 4.6

se representa la intensidad de los máximos locales secundarios en función de la tasa de kerma.

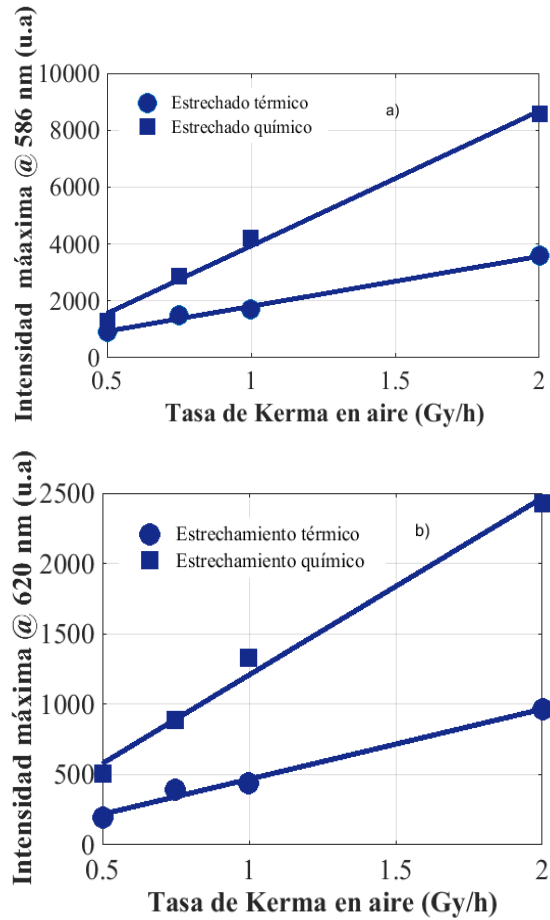


Figura 4.6. Ajuste lineal del máximo local de las muestras C1 (cuadros) y C2 (círculo) en función de la dosis aplicada. a) Máximo local @ 586 nm b) Máximo local @ 620 nm.

Otra de las variables que afectan al valor de la intensidad medida es el tiempo de integración del espectrómetro. Es conveniente por tanto saber cuál es el valor mínimo de ese tiempo con el que se puede detectar la presencia de radiación; esto afectará entre otras cosas al tiempo de respuesta del sistema final. Con este propósito se han realizado medidas sobre el cabezal C1, reduciendo el tiempo de integración del espectrómetro en tres pasos: 20, 10 y 5 segundos. En la figura 4.7 se muestran los resultados de esta medida. Como puede observarse, la señal se reduce de forma proporcional al tiempo de integración, pero aun así, el espectro muestra un pico de emisión principal apreciable como para determinar la presencia de radiación, incluso con 5 s de integración.

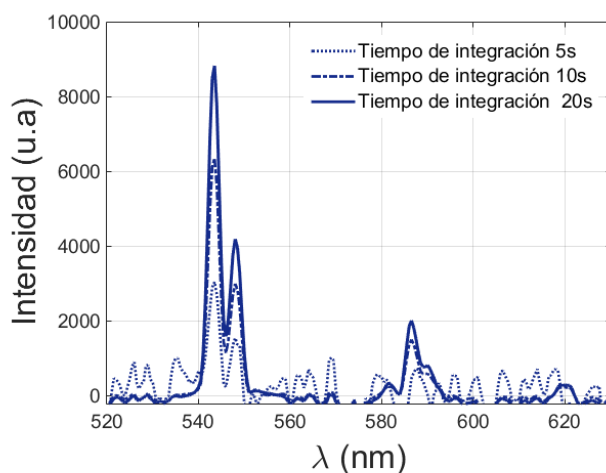


Figura 4.7. Intensidad medida en la muestra C1 para una tasa de kerma en aire de 0,5 Gy/h, con tiempos de integración de 20 s (línea sólida), 10 s (línea discontinua) y 5 s (línea punteada)

Los resultados obtenidos con radiación gamma, demuestran una vez más, la mejora de la sensibilidad de los detectores, introducida por el tratamiento de las fibras. La razón de esta mejora es que, en las fibras sin modificar, la recolección de luz se realiza principalmente en la punta por lo que está limitada por el ángulo sólido definido por su apertura numérica. Sin embargo, las fibras modificadas son capaces de recoger más eficazmente la luz de fluorescencia que llegue de forma lateral, con lo que la superficie activa de recogida de luz aumenta.

Por otro lado, la mayor sensibilidad proporcionada por las muestras que contienen una fibra tratada con estrechamiento químico sobre las que tienen una fibra tratada con estrechamiento termomecánico, se debe a la diferencia que existe en la superficie de contacto entre el fluoróforo y la fibra. En el caso de la fibra estrechada por ataque químico, al disolver totalmente el revestimiento de la misma, sólo hay una interfaz óptica entre el gadox y el núcleo de la fibra, mientras que en el caso de la fibra estrechada termomecánicamente, al no perder la estructura núcleo-revestimiento, se añade una segunda interfaz entre el revestimiento y el núcleo; la presencia de esta interfaz secundaria sería el factor que reduce la luz que entra en el núcleo debido a las reflexiones que sufren los fotones que llegan hasta la misma, y por lo tanto la señal medida en el espectrómetro es menor.

Como se ha comentado anteriormente, para determinar la geometría óptima del transductor, hay que tener en cuenta el volumen del material utilizado. Pero debido a las autoabsorciones que sufren los fotones en su recorrido en el interior del gadox hasta alcanzar la fibra, no parece muy eficiente aumentar el volumen del sensor por encima de un determinado valor. Para evaluar cuánto afecta a la señal el espesor de gadox existente alrededor de la fibra, se ha fabricado una muestra con la cápsula más grande descrita en la tabla 3.4. La fibra utilizada para este cabezal es una fibra estrechada de forma termomecánica, de 0,54 mm de diámetro, longitud de estrechamiento 2,5 cm y longitud total del cable de 10 m. La cantidad de centelleador utilizada es de 59,65 g.

El transductor se ha sometido a radiación gamma en las mismas condiciones que las muestras anteriores, con tasas de kerma 2, 1, 0,75 y 0,5 Gy/h y tiempo de integración de 20 s. En la figura 4.8 se puede ver el espectro medido para este transductor.

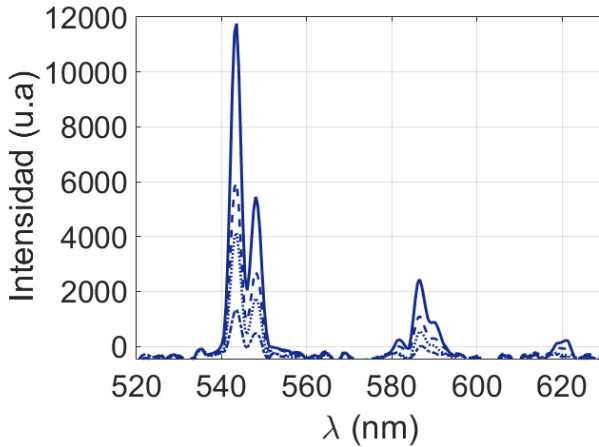


Figura 4.8. Medida del espectro de emisión de la muestra fabricada con una cápsula de 25 mm de diámetro y 5,8 cm de longitud, 59,65 g de $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ para dosis 2 Gy/h (línea continua), 1 Gy/h (línea discontinua), 0,75 Gy/h (línea puntos) y 0,5 Gy/h (semisólida), con 20 s de tiempo de integración

El espectro obtenido para esta nueva muestra es similar a los obtenidos con las muestras del mismo tipo, fabricadas con cápsulas menores. Sin embargo, si comparamos el valor de la señal obtenida con 2 Gy/h de esta última muestra, con la obtenida para la muestra equivalente C2 con menor volumen, se observa que no hay un aumento proporcional de la señal con el volumen. En la figura 4.9 se puede ver los espectros medidos con ambos sensores.

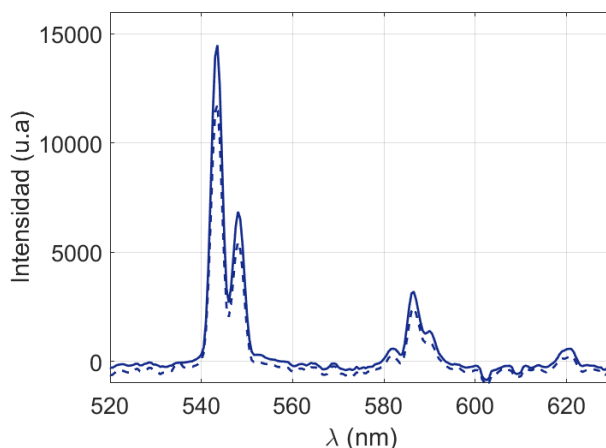


Figura 4.9. Espectro obtenido con tasa de kerma 2 Gy/h y 20 s de tiempo de integración para el cabezal fabricado con un microtubo y 2 g de gadox de Tb (línea sólida) y una cápsula de polipropileno con 59,65 g de gadox de Tb (línea discontinua).

Como puede observarse en dicha figura, la señal correspondiente al cabezal con un espesor de centelleador 4 veces menor, es ligeramente superior, lo que indica que el incremento realizado del espesor que rodea la fibra, no implica un aumento en la misma proporción de la señal medida. Esto se debe a los procesos de autoabsorción que se producen en el gadox; el camino libre medio que recorren los fotones es menor que la distancia que tienen que recorrer para llegar hasta la fibra, de manera que sólo los fotones que se producen suficientemente cerca de la fibra llegan hasta el interior de la misma. Esto indica que existe un volumen máximo a partir del cual el aumento de fluoróforo no implica un aumento de señal.

Considerando que las medidas realizadas con los cabezales fabricados con los microtubos, son ya un buen resultado para el objetivo propuesto, se puede tomar este tipo de encapsulado como el volumen de referencia para el propósito de esta tesis. Por tanto, según los resultados obtenidos en las pruebas descritas anteriormente, se puede decir que la sensibilidad de los detectores diseñados es óptima en nuestro caso, utilizando una fibra estrechada químicamente rodeada por el centelleador $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$, inmovilizado en seco en un microtubo de polipropileno con su cara interior recubierta con una pintura reflectante.

Una vez determinadas las características geométricas de los sensores y su respuesta espectral, se llevaron a cabo experimentos para determinar la respuesta temporal de los mismos y su estabilidad en medidas sucesivas. Para estos ensayos se fabricaron nuevos cabezales sensores. En este caso se ha utilizado el método de inmovilización en seco introduciendo el material en los cilindros de teflón descritas en la tabla 3.4. El teflón al ser un material blanco y opaco, reúne las características necesarias de un material reflectante por lo que, al utilizar este tipo de cápsulas, se evita el recubrimiento de su cara interna con pintura, simplificando el proceso de fabricación del transductor. Además, aunque el volumen de estos cilindros es algo menor que los microtubos utilizados hasta ahora, la cantidad de fluoróforo empleado difiere poco, como puede observarse en la tabla 3.4, por lo que estaría en consonancia con el volumen de referencia de

los microtubos. En este caso se utiliza 1 g de material encapsulado en el cilindro de teflón que se fija al extremo de una fibra de 27 m. Con esta longitud de fibra, se puede llegar a la mínima dosis que puede alcanzar la fuente de ^{137}Cs del laboratorio del Ciemat.

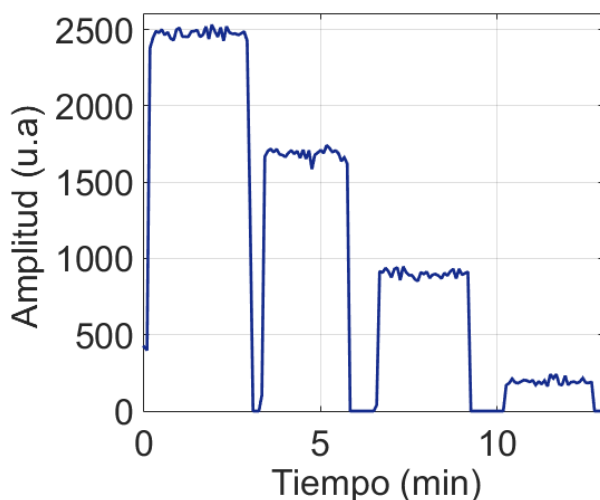


Figura 4.10. Resultado de la respuesta temporal del sensor fabricado sobre una fibra de 27 m con un estrechamiento químico e inmovilización del fluoróforo en seco en una cápsula de teflón. Medidas para tasa de kerma de 2, 1,5, 1 y 0,5 Gy/h con 5 s de tiempo de integración. Respuesta medida en el pico de emisión principal del Gadox:Tb a 543 nm.

El estrechamiento de la fibra se ha realizado mediante ataque químico con un diámetro final de 0,74 mm y longitud 2,08 cm. Las condiciones de medida para comprobar la respuesta temporal del cabezal sensor se realizaron con el mismo espectrómetro StellarNet Blue Wave [78], con 5 s de tiempo de integración. Se

realizaron irradiaciones de 3 minutos con un tiempo entre dosis de 1 min aproximadamente, y se midió la señal integrada en ese tiempo para el pico de emisión principal del gadox de Tb a 543 nm. Las tasas de kerma aplicadas en este caso fueron de 2, 1,5, 1, 0,5 y 0,2 Gy/h. Los resultados obtenidos se pueden ver en la figura 4.10. En dicha figura, se observa que la respuesta del detector es prácticamente instantánea en cada irradiación. Esto indica una velocidad de respuesta por debajo del tiempo de integración utilizado, por lo que las medidas parecen estables y repetibles. Con el tiempo de integración establecido en 5 s, en este caso tampoco se ha medido señal por debajo de 0,5 Gy/h. En esta figura también se observa que la señal medida decae a cero en los intervalos de ajuste de dosis por lo que se puede afirmar que no existe afterglow en las medidas sucesivas.

El hecho de haber utilizado una fibra de 27 m en estas últimas medidas, hace que, usando los resultados obtenidos con un cabezal similar fabricado sobre una fibra de 10 m recogidos en la figura 4.7, y comparándolos con los resultados mostrados en la figura 4.10, se pueda constatar la atenuación en la señal introducida por el incremento de longitud de la fibra. El valor de la intensidad a comparar corresponde a una tasa de kerma de 0,5 Gy/h y 5 s de tiempo de integración. La atenuación introducida por la fibra hace que la señal medida en el cabezal con la fibra más larga sea 15 veces menor.

Con esta última muestra de 27 m, se han realizado también pruebas para determinar la influencia de irradiaciones sucesivas en la estabilidad de la medida. Para ello, se tomó una dosis intermedia de 1 Gy/h y un tiempo de integración intermedio de 7 s, para obtener una señal de valor intermedio. El tiempo de irradiación de la muestra fueron 160 segundos, y se siguió una secuencia on-off con la fuente de ^{137}Cs , midiendo la señal en el pico de emisión principal a 543 nm. Los resultados obtenidos con este procedimiento se muestran en la figura 4.11 donde puede apreciarse que la intensidad medida en cada intervalo de tiempo de irradiación es la misma, por lo que se puede decir que el sensor se comporta de forma estable, al menos en tiempos de exposición relativamente bajos.

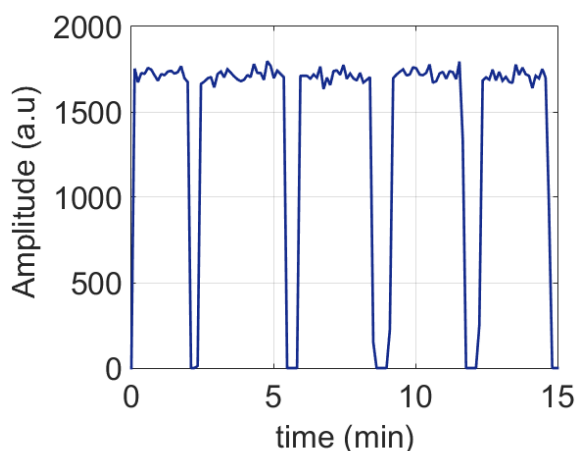


Figura 4.11. Medidas On-Off para la muestra fabricada sobre una fibra de 27 m, estrechamiento químico y gadox:Tb en cápsula de teflón. Tasa de kerma en aire aplicada de 1 Gy/h y 7 s de tiempo de integración.

Comparando la medida de la figura 4.11 con la equivalente de 1 Gy/h de la figura 4.10 donde se ha utilizado un tiempo de integración de 5 s, se puede decir que, para obtener un umbral de detección de menor dosis, un procedimiento útil sería aumentar el tiempo de integración de la medida, siempre y cuando el entorno donde se esté midiendo lo permita.

Otro aspecto a tener en cuenta en el diseño del sistema experimental es la utilización de fibras de larga longitud por exigencias del entorno donde se llevan a cabo los experimentos. Esto hace que el proceso de intercambio de cabezales entre distintas medidas sea complicado, ya que hay que extender un cable de fibra suficientemente largo, como para cubrir todo el recorrido de la bancada donde se coloca el cabezal sensor y llevarlo hasta la sala de control. Esto exige pasar cada fibra correspondiente a cada una de las muestras a probar a través de un pasacables. Esta dificultad añadida, podría evitarse utilizando una sola fibra conectada al espectrómetro y fabricando cabezales sensores sobre fibras más cortas, de manera que el cabezal sensor a probar se acopla a esta fibra y se retira cuando sea necesario. Este sistema es mucho más manejable que el anterior, pero tiene el inconveniente de que el empalme entre las dos fibras introduce unas pérdidas de señal que se suman a la atenuación propia de la fibra, y es importante realizar acciones determinadas para minimizarlas. Para conseguir este objetivo, se han llevado a cabo varias acciones. Se han pulido los extremos de las dos fibras que

van a estar en contacto, utilizando primero un elemento abrasivo inicial de tamaño de grano 30 micras, y uno más fino después de 5 micras. De esta forma se obtienen superficies de baja rugosidad que facilitan el acoplamiento de las dos superficies de las fibras. Para sujetar los dos extremos de las fibras, se han utilizado conectores de plástico específicos para conectar fibras ópticas. Estos conectores tienen sujeciones independientes por cada lado, de manera que se puede dejar fija en el interior del conector la fibra que se lleva al instrumento de medida, mientras que por el otro extremo se introducen las fibras de los cabezales sensores. De esta manera, sólo uno de los extremos se debe abrir y cerrar para la conexión. Por último, entre las dos superficies de la fibra se añade un gel de índice para optimizar el acoplamiento entre ambas. En la figura 4.12 se muestra una imagen de la conexión descrita.



Figura 4.12. Conexión utilizada para conectar las fibras con el cabezal sensor con la fibra fija que llega hasta el espectrómetro

Con el objetivo de estimar la influencia de esta configuración en la sensibilidad de los sensores, se fabricaron nuevos cabezales

con la misma configuración de inmovilización del fluoróforo en seco en una cápsula de teflón. Las muestras se han fabricado sobre fibras de longitud de 1 m y diámetro final de 0,73 mm y longitud 1,5 cm para la muestra con fibra con estrechamientos termomecánico y 0,86 mm de diámetro y 1,9 cm de longitud para el estrechamiento químico. Se realizaron medidas para tasa de kerma en aire de 2, 1,5, 1, 0,5, 0,3 y 0,2 Gy/h con 10 s de tiempo de integración. Los resultados obtenidos para el pico de emisión principal a 543 nm se muestran en la figura 4.13.

En estos resultados se puede ver que la medida proporcionada por el cabezal que contiene una fibra estrechada de forma térmica, es algo menor que el correspondiente a una fibra estrechada de forma química.

Aunque la diferencia en las medidas no es significativa, puede observarse que la muestra con la fibra estrechada por ataque químico es capaz de proporcionar una señal apreciable para una tasa de kerma en aire de 0,2 Gy/h que no muestra el otro sensor.

Los resultados obtenidos confirman que puede obtenerse una respuesta a bajas dosis incrementando el tiempo de integración de la medida como se ha comentado anteriormente. El compromiso entre el umbral de dosis a detectar y el tiempo de integración para detectarla dependerá del entorno concreto en el que se utilicen estos sensores.

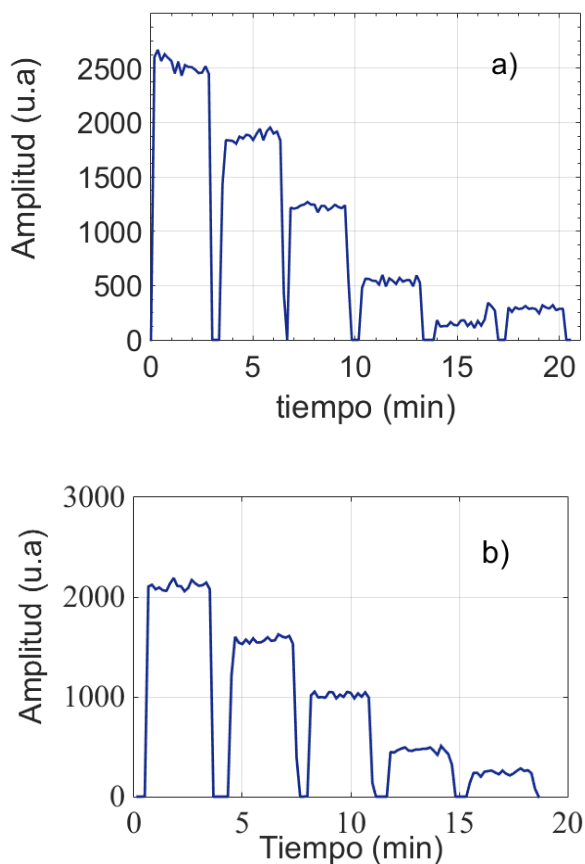


Figura 4.13. Medidas realizadas con las muestras en fibra de 1 m a) cabezal sensor con fibra estrechada por ataque químico b) cabezal sensor con fibras estrechada por ataque termomecánico. Tasa de kerma 2, 1,5, 1, 0,5, 0,3 y 0,2 Gy/h y 10s de tiempo de integración

Para establecer la influencia del empalme realizado sobre la señal medida, se comparan los valores de amplitud para una tasa de 1 Gy/h de las figuras 4.10 y 4.13 a), correspondientes a los cabezales con una longitud de 27 m y de 1 m acoplado a otra

fibra, respectivamente. Se puede observar que la medida obtenida para el detector que tiene un empalme en la fibra (figura 4.13a) es aproximadamente 1,4 veces menor que la señal obtenida con la fibra sin empalmes (figura 4.10), a pesar de que la medida con la fibra más corta se ha hecho con un tiempo de integración mayor. Este efecto se debe a las pérdidas adicionales que se producen en la conexión entre las fibras.

Con el propósito de disponer de valores con los que poder comparar los resultados obtenidos bajo radiación gamma con los sensores desarrollados en este trabajo, se han buscado datos publicados sobre detectores de radiación gamma de estructura similar. No se ha encontrado en la literatura consultada ninguna referencia con resultados para detectores similares en este rango de energía. Sin embargo, ya en el capítulo 3 se comentó, que una de las aplicaciones más extendidas donde se utilizan detectores de este tipo es en aplicaciones de radioterapia, donde se tratan pacientes con rayos X de alta energía. Con el propósito de comparar resultados obtenidos por otros equipos en éste ámbito, se contactó con el grupo de la doctora Sinead O'Keffe, del Centro de investigación de sensores de fibra óptica de la Universidad de Limerick, (Irlanda), que tiene amplia experiencia en este tipo de sensores.

Los sensores desarrollados por el equipo de Limerick, son del tipo extrínseco, y utilizan un material epoxi para inmovilizar el

fluoróforo en el extremo de una fibra de PMMA sin tratar. Se ha trabajado, junto con este equipo en la fabricación de sensores como los descritos, usando las técnicas de estrechamiento de fibra desarrolladas en esta tesis. Así se obtuvieron datos para comparar resultados con otros equipos de investigación. A continuación, se describen los procedimientos y resultados obtenidos con rayos X de alta energía.

4.2. Medidas con rayos X

Las medidas preliminares con rayos X se realizaron en las mismas instalaciones del Ciemat para determinar la eficacia del método de fabricación también con este tipo de radiación. En este caso se ha irradiado la misma muestra fabricada con el Gadox:Eu que se utilizó en las medidas preliminares con radiación gamma, la cual se ha estrechado de forma química obteniéndose un diámetro de 0,95 mm y una longitud de 1,5 cm. La configuración experimental es similar a la utilizada en los experimentos con radiación gamma que se muestra en la figura 4.1, es decir, con la muestra enfrentada perpendicularmente al haz de rayos X dentro de la sala de irradiación, y el instrumental de medida situado en la sala de control. En este caso se ha irradiado con una sola dosis utilizando una fuente de rayos X de 150 kV y 10 mA, lo que equivale a fotones de unos 118 keV de energía media. El cabezal sensor se sitúa a una distancia de 1 m. El espectro se ha medido con el mismo espectrómetro StellarNet Blue Wave, y

se ha utilizado un tiempo de integración de 20 s. El espectro obtenido en este caso se muestra en la figura 4.14; en esta, se observa que la respuesta de este detector bajo estas condiciones de irradiación, es mayor que al irradiarlo con radiación gamma, debido a que el centelleador dopado con Eu, es más sensible en este rango de energía.

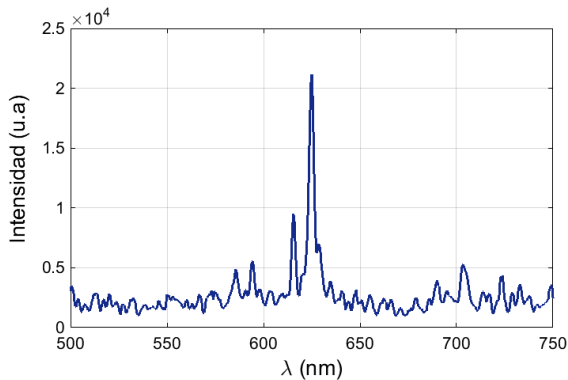


Figura 4.14. Respuesta de un sensor fabricado con 0,5 g de $Gd_2O_2S:Eu$, fibra estrechada por ataque químico de 0,95 mm de diámetro y 1,5 cm de longitud. Fuente de irradiación: tubo de rayos X con 150 Kv y 10 mA.

Aunque la respuesta de estos dispositivos pudiera ser satisfactoria en cuanto a la detección de R-X de energía en torno a los 118 keV, las aplicaciones clínicas demandan detección y medida en rangos de energía un orden de magnitud mayores que los aquí mostrados. Por tanto, se realizaron pruebas adicionales para validar el funcionamiento de los dispositivos fabricados con las técnicas de estrechado de fibra propuestas en este trabajo.

Para poder comparar los resultados obtenidos por nuestros sensores con los reportados en la literatura, el método de preparación del centelleador fue el de mezclar el fluoróforo seleccionado, Gadox:Tb, con una resina epoxi [33,34,55]. Un aspecto clave para obtener una buena respuesta del sensor es la calidad de la mezcla del epoxi y el gadox, siendo importante evitar en lo posible la formación de burbujas como se comentó en el capítulo 3. Una precaución adicional, es la de centrar la fibra en el molde de manera que el espesor del sensor sea homogéneo en todo el diámetro. Para determinar la influencia de la calidad del proceso de fabricación del cabezal sensor en la medida, se realizaron experimentos sobre dos muestras del mismo tipo con la fibra sin estrechar de 2 cm de longitud. En una de ellas, la densidad de burbujas de la mezcla era mayor que en la otra y la fibra no estaba bien centrada. Las medidas se llevaron a cabo en la sala de radioterapia de la clínica de Galway (Irlanda). El esquema experimental de esta prueba es el que se muestra en la figura 4.15.

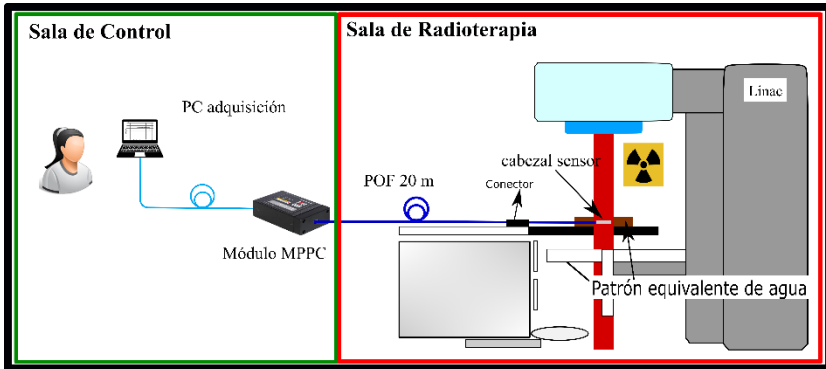


Figura 4.15. Configuración experimental utilizada para la medida de la radiación de 6 MeV con detectores $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ inmovilizados en una matriz epoxi. Sala de radioterapia de la clínica Galway.

De la misma forma que en el caso de la irradiación gamma en el Ciemat, la sala de irradiación se encuentra separada de la sala de control. Por sencillez a la hora de fabricar e intercambiar los dispositivos para su validación, los transductores se montaron con una fibra de 1 m de longitud que posteriormente se acoplaba al extremo de un cable de fibra de 20 m mediante una conexión estándar SMA/SMA. El extremo de la fibra de 20 m en la sala de control, se encontraba conectada al instrumento de medida también mediante un conector SMA.

La fuente de irradiación en este caso, es un acelerador lineal Siemens Oncor Avant Garde (LINAC), que genera radiación con

fotones de 6 MeV y una dosis total de 100 MU. (1 MU es aproximadamente 1 cGy de dosis absorbida) a una tasa de 300 MU/min. Las muestras se sitúan a una distancia aproximada de 100 cm, fijadas en un patrón equivalente de agua de 10 cm para reducir el backscattering. La señal se mide con un MPPC (Multi Pixel Photon Counter) de Hamamatsu Photonics, con una ventana de medida de 100ms.

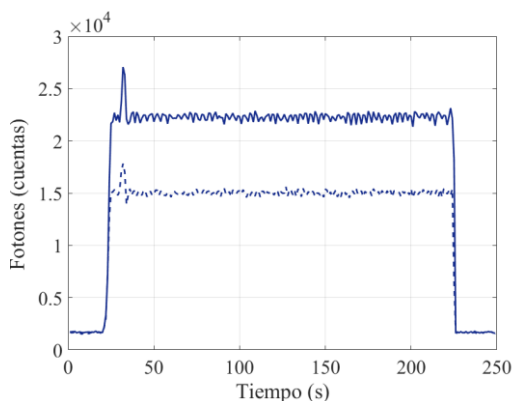


Figura 4.16. Comparación de las muestras fabricadas con un proceso de calidad alto (línea sólida) y con un proceso de calidad bajo (línea puntos).

Como puede verse en la figura 4.16, la señal de fluorescencia capturada es mayor en el caso de la mezcla con menor densidad de burbujas de aire en su interior y la fibra centrada. Así, en el primer caso se obtiene una señal de 2.2×10^4 cuentas frente a 1.5×10^4 cuentas obtenidas para la muestra de menor calidad. Es decir, se consigue una ligera mejoría en la respuesta del sensor al mejorar la calidad de la mezcla que constituye el medio

centelleador y manteniendo la fibra lo más centrada posible. En cualquier caso, las dos medidas son estables y muestran el mismo pico inicial inherente al acelerador. Pero como ya hemos visto a lo largo del presente documento, la modificación local de la fibra incrementa la capacidad de capturar señal de fluorescencia, y el objeto de estas medidas era validar esa mejora en condiciones de irradiación reales dentro de una unidad de radioterapia.

Por tanto, se fabricaron cabezales sensores en el extremo de segmentos de fibra de 1 m, aplicando las dos técnicas de estrechado expuestas previamente, y utilizando la misma mezcla de epoxi y fluoróforo en todos los casos. Así, los transductores fabricados contaron con las dimensiones fijadas en la tabla 4.2.

Tabla 4.2. Características de los sensores irradiados con una fuente LINAC

Sensor	estrechamiento	diámetro (mm)	longitud (cm)
LM1	químico	0,88	2
LM3	termomecánico	0,53	2,08
LM2	sin tratar	1	2

Al igual que en el experimento previo, este cabezal sensor se añadió a la fibra de 20 m entre las salas de irradiación y control con una conexión SMA/SMA. El resto de condiciones de medida se mantuvieron constantes, y los resultados comparados pueden

verse en la figura 4.17. En esta figura, el transductor fabricado con la fibra sin tratar se muestra en línea discontinua, el construido sobre la fibra estrechada termomecánicamente aparece en línea punteada mientras que el formado con la fibra estrechada químicamente, el de mayor intensidad de señal, lo hace con línea sólida.

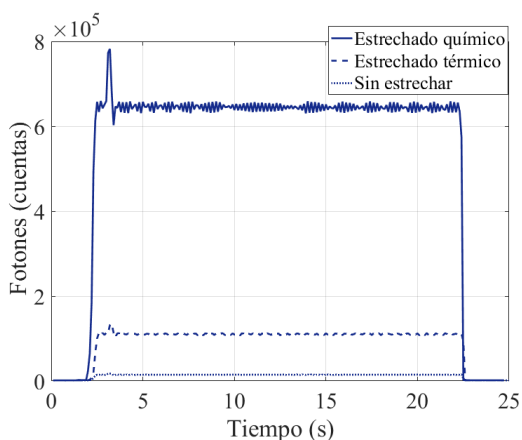


Figura 4.17. Medida del sensor con fibra sin estrechar (línea de puntos) frente a medida de las muestras estrechadas: con acetona (línea sólida) y termomecánicamente (línea discontinua)

Como puede observarse, el patrón de la medida es el mismo para todas las muestras con el sobreimpulso inicial del acelerador; y mientras que la fibra estrechada de forma termomecánica muestra una señal de aproximadamente 1 orden de magnitud mayor que la fibra sin tratar, la señal de la fibra atacada químicamente es 43 veces mayor que la no tratada.

Si nos fijamos en la señal obtenida en el caso del dispositivo fabricado con la fibra estrechada químicamente, la señal registrada muestra una perturbación similar a un paquete de ondas que no se observa en el resto casos. Sin embargo, al realizar un análisis en el dominio de frecuencia de las señales de todos los detectores irradiados con el LINAC, no se aprecian diferencias más allá del valor de amplitud de cada uno de los sensores, tal y como se aprecia en la figura 4.18. A la vista de los resultados obtenidos se podría decir que el efecto observado en la medida del sensor con la fibra estrechada de forma química es un efecto visual, aunque para determinar exactamente la naturaleza de esta perturbación se requiere un estudio específico.

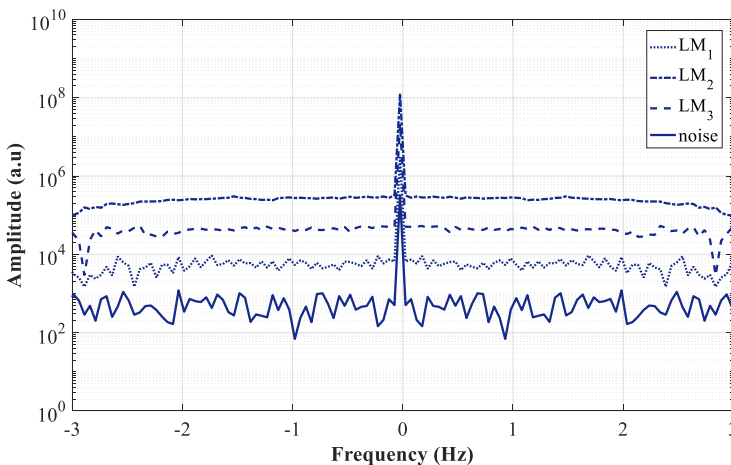


Figura 4.18. Análisis en frecuencia de las señales obtenidas para los tres sensores medidos con la fibra estrechada de forma química, (LM_1) termomecánica (LM_3) y sin tratar (LM_2). Se ha incluido el espectro de la señal de ruido.

Con estas pruebas, se demuestra la utilidad de emplear fibras localmente estrechadas para la fabricación de sensores de radiación ionizante. Los resultados obtenidos muestran una clara mejora por el mero hecho de emplear este tipo de estructuras como soporte para el centelleador. Sin embargo, en nuestras pruebas para la detección de radiación gamma, el método de inmovilización del centelleador también jugaba un importante papel. En las medidas realizadas hasta ahora se han utilizado cabezales sensores fabricados con una matriz epoxi para comparar los datos con los resultados publicados hasta ahora. Pero ya sabemos que la inmovilización en seco ofrece unas mejores prestaciones en cuanto a la relación señal-ruido de la señal de fluorescencia registrada. Por ello, se fabricó un transductor adicional con inmovilización en seco que pudiera compararse con los fabricados con la mezcla epoxi-fluoróforo.

Para la fabricación de este transductor se empleó fibra estrechada termomecánicamente, pues si bien la mejor respuesta inicial la ofrece la fibra estrechada químicamente, el método físico es más estable y reproducible. Por tanto, el extremo de un cable de fibra de 1m se estrechó hasta un diámetro mínimo de 0,63 mm con una longitud de 2,1 cm, unas dimensiones comparables a la muestra LM-3 fabricada con anterioridad.

Esta sección de fibra se insertó en un microtubo como los descritos en la tabla 3.4, recubierto internamente con la pintura

reflectante ya usada en ocasiones anteriores, relleno con una cantidad aproximada de 1 g de Gadox:Tb seco. El resultado de comparar la respuesta de ambos dispositivos, con diferente método de inmovilización de centelleador, y, por ende, con diferente cantidad de medio fluorescente activo, es el que aparece en la figura 4.19.

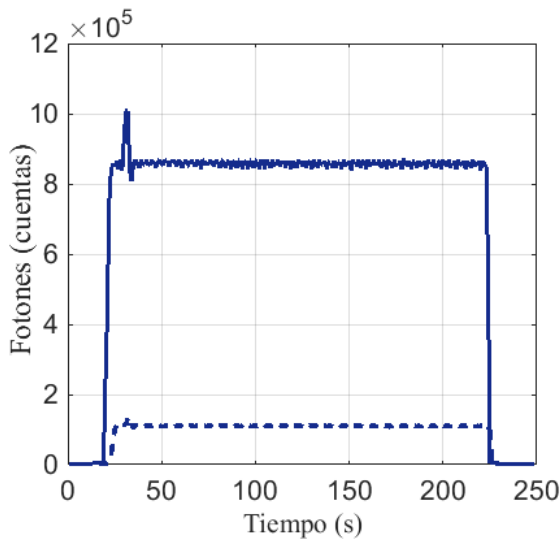


Figura 4.19. Comparación entre sensores fabricados con fibra térmica, inmovilizado en una mezcla con epoxi (línea discontinua) o en seco (línea sólida)

Es fácil ver que la señal obtenida con el transductor fabricado con el centelleador en seco es 8 veces mayor que la correspondiente a la muestra fabricada con epoxi. Y es incluso mayor que la que se obtuvo con un sensor fabricado con la fibra estrechada

en acetona y epoxi, aunque este efecto pueda deberse principalmente a que la cantidad de polvo utilizado en la cápsula en seco es el doble que la utilizada en la mezcla con epoxi.

Así pues, aunque el ámbito de aplicación no es el mismo para el que inicialmente se proponían los dispositivos a desarrollar, estas medidas muestran que aplicar la técnica de estrechamiento de la fibra constata la mejora que se produce en la sensibilidad de los mismos.

4.3. Resumen

En este capítulo se han mostrado los resultados obtenidos para los distintos sensores fabricados y validados frente a distintos tipos de radiación ionizante.

Se ha mostrado la capacidad de medir el espectro de emisión de los dos Gadox utilizados con un espectrómetro CCD convencional, bajo radiación gamma de media energía. Se ha mostrado que el compuesto $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Tb}$ es más eficaz que el $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S:Eu}$ para aplicaciones con radiación gamma de media energía. Con este material se han realizado medidas sobre muestras fabricadas con dos métodos de estrechado de fibra (químico y termomecánico) y encapsulado en seco. Los resultados muestran una mejora en la sensibilidad de los sensores con respecto a otros

del mismo tipo referidos en la literatura. También se ha demostrado que los sensores fabricados con la fibra estrechada con acetona son más sensibles que los fabricados con la fibra estrechada de forma termomecánica. El principal mecanismo que afecta a este comportamiento es el contacto directo entre el centelleador y el núcleo de la fibra.

Se ha demostrado también la influencia del tamaño del sensor y la cantidad de material centelleador utilizado en la señal de fluorescencia registrada. Se ha observado que el incremento de volumen no siempre redunda en un incremento de señal. Esto se debe a los procesos de autoabsorción que sufren los fotones en su recorrido libre medio determinados por la ley de Lambert-Beer, por lo que existe un punto a partir del cual domina el fenómeno de autoabsorción y aumentar más el volumen no supone ninguna mejora adicional.

Con el objetivo de demostrar la reproducibilidad de las medidas de los sensores se han hecho medidas con tasa de kerma de 1 Gy/h con secuencias on-off de 160 s de duración obteniéndose en todos los casos la misma medida. También se ha comprobado la respuesta temporal de los detectores realizando medidas sobre el pico principal de misión, comprobándose que la respuesta del sensor es prácticamente instantánea en el tiempo de integración utilizado. También se ha comprobado que no existe after-glow en las medidas sucesivas realizadas con distinta tasa de

kerma, ya que el tiempo de vida de la fluorescencia es menor que el intervalo de tiempo entre las medidas.

Con todos los experimentos realizados se ha establecido un umbral de detección para fuentes de radiación gamma de media energía en una tasa de kerma en aire de 0,5 Gy/h y 5 s de tiempo de integración, y en 0,2 Gy/h y 10 s de tiempo de integración para las muestras más sensibles. Todas las medidas realizadas con radiación gamma de media energía se han realizado con un espectrómetro CCD convencional, sin la utilización de tubos fotomultiplicadores. Por último, todos los experimentos llevados a cabo establecen una relación lineal entre la tasa de kerma o la dosis utilizada y la respuesta del sensor en todo el espectro de la medida de fluorescencia.

Los sensores desarrollados se mostraron también eficaces bajo rayos X de media y baja energía y rayos X de ámbito clínico. Las medidas realizadas en la clínica de Galway con fotones de alta energía (6 MeV), utilizando sensores con la fibra modificada según las técnicas desarrolladas en esta tesis, se han comparado con resultados de otros grupos de investigación. El resultado revela la eficacia del estrechamiento de las fibras que comporta una mejora de la sensibilidad de los detectores de este tipo usados en radioterapia.

Capítulo 5. Conclusiones y Trabajos Futuros

En esta tesis se ha presentado el estudio realizado para diseñar un detector de radiación ionizante basado en la fluorescencia de un material cerámico acoplado a una fibra óptica de polímero. En concreto se ha demostrado la posibilidad de medir radiación gamma de media energía proveniente de una fuente de ^{137}Cs , cuya emisión principal son fotones de 662 keV. Las fibras utilizadas han sido tratadas previamente realizando estrechamientos en el extremo en contacto con el material centelleador. Las medidas del espectro se han realizado con un espectrómetro de uso convencional, sin la necesidad de utilizar fotomultiplicadores ni fotodetectores de alta ganancia. Esto permite diseñar un

sistema de bajo coste y de mayor sensibilidad que los existentes actualmente del mismo tipo.

Asimismo, se ha demostrado la mejora que introduce el tratamiento de la fibra mediante estrechamientos localizados en la medida de rayos X y se han comparado los resultados obtenidos con los publicados hasta el momento para el mismo tipo de estructuras.

En los primeros capítulos de la tesis se ha justificado la necesidad de medir radiación ionizante y se ha introducido el estado del arte de los métodos de medida de radiación que utilizan fibra óptica. El resto de capítulos se han dedicado a la descripción de los procesos de fabricación y a los análisis realizados para determinar la geometría y características óptimas para los sensores desarrollados. A continuación, se resumen los resultados obtenidos y las propuestas de trabajos futuros.

5.1. Conclusiones

- Se han estudiado dos métodos para estrechar localmente la fibra (químico y termomecánico), comprobándose que con ambos métodos se mejora el acoplamiento de la luz externa hacia el interior. Los dos métodos utilizados son reproducibles, aunque existe un mayor control sobre el método termomecánico, ya que únicamente depende de

variables físicas, más controlables que una reacción química.

- Se ha demostrado que los detectores fabricados con fibras estrechadas químicamente con un perfil homogéneo, muestran mejores resultados que los fabricados con fibras estrechadas de forma termomecánica. La razón se atribuye a que en el primer caso la fibra pierde la estructura núcleo-revestimiento y el fluoróforo queda en contacto directo con el núcleo, mientras que en el caso termomecánico, se conserva la estructura núcleo-revestimiento y esto añade una superficie óptica adicional de reflexión que hace que se pierda algo más de señal. En cualquier caso, los dos tipos de estrechamiento mejoran la señal medida frente a las realizadas con detectores fabricados con fibras sin estrechar.
- Se ha comprobado que la reducción del diámetro aumenta la señal que se obtiene, aunque no hay una relación lineal entre el diámetro y el incremento de la señal. En el caso de un estrechamiento químico se adquiere un compromiso entre el diámetro final de la fibra y la fragilidad que se induce en la misma. Se puede decir, por tanto, que eliminar totalmente el revestimiento de la fibra es suficiente para incrementar significativamente la señal medida.
- Se han analizado también dos métodos de inmovilización del fluoróforo en el extremo estrechado de la fibra,

en seco y en una matriz epoxi. La inmovilización del centelleador en seco en cápsulas de diferentes tamaños, ha dado mejor resultado que las muestras fabricadas con una mezcla de epoxi con el fluoróforo. La principal razón de este resultado se debe a que, el volumen del cabezal sensor fabricado en seco y que rodea la fibra, es íntegramente material centelleador.

- Se ha demostrado que el aumento del volumen del centelleador en el sensor aumenta la señal de fluorescencia que se produce al someterlo a rayos X y gamma, ya que aumenta la probabilidad de interacción de la radiación con la materia. No obstante, existe un volumen máximo a partir del cual la señal no se incrementa, debido a que el camino libre medio que deben recorrer los fotones en el volumen es menor que la distancia a la fibra, de manera que sólo se recogen los fotones que se producen en las proximidades de la misma.
- Los resultados obtenidos al medir rayos X en un amplio rango de energías y radiación gamma de media energía, demuestran que la señal medida con estos sensores es, en algunos casos, hasta 40 veces mayor que las referidas en la literatura hasta el momento.
- Las ventajas del diseño propuesto frente a otros detectores del mismo tipo se basan en que es un diseño de bajo coste, tanto por los materiales utilizados para la fabricación de los cabezales sensores como por los instrumentos

de medida utilizados, ya que evita el uso de equipos de precisión o fotomultiplicadores.

- Se ha propuesto también un diseño modular del detector que permita su fácil reemplazo, fabricando los cabezales sensores sobre fibras de corta longitud. Esto también permite implementar el diseño con una sola fibra acoplada al instrumento de medida, de manera que no es necesario reemplazar todo el sistema cuando el cabezal llegue al límite de su tiempo de vida. Las pérdidas introducidas por el empalme de las fibras se pueden minimizar optimizando el acoplamiento mediante un gel de índice y un buen acabado de los terminales a conectar, de manera que la señal medida sigue siendo superior a los detectores que usan la fibra sin tratar.

En resumen, la aportación de esta tesis consiste en la mejora del diseño de un detector extrínseco de radiación ionizante basado en fibra óptica y la fluorescencia de un material cerámico. Los materiales utilizados como la fibra de PMMA y el gadox dopado, son de bajo coste y el hecho de no utilizar instrumentos de medida de altas prestaciones, hacen que se reduzca el coste total del sistema y que su utilización sea sencilla al no requerir alto voltaje ni refrigeración. Estos detectores podrían ser una herramienta útil para dar una alarma temprana en zonas de vigilancia radioactiva.

5.2. Propuestas de trabajos futuros

Como trabajo futuro quedaría pendiente realizar la caracterización del tiempo de vida de los detectores, su estabilidad a largo plazo, tanto en operación como en almacenaje, la capacidad de detección en ambientes reales o la respuesta en campos de radiaciones mixtos. Todo esto llevaría a poder diseñar un sistema completo, operativo y comercial.

Una vez caracterizado completamente el sensor, un trabajo futuro podría ser realizar medidas con fotodetectores adaptados a la longitud de onda de emisión del fluoróforo, o utilizar filtros para eliminar ruido o señales aleatorias.

Para ampliar el campo de uso de estos detectores y utilizarlos como dosímetros, se podría establecer una relación entre la señal medida y la dosis aplicada en cada caso, además de comprobar la capacidad de medida frente a otro tipo de radiación ionizante.

Apéndice I. Publicaciones y comunicaciones que ha dado lugar esta tesis

- Improved extrinsic polymer optical fiber sensor for gamma-ray monitoring in radioprotection applications. A.I. de Andrés, Ó. Esteban, M. Embid. Optics and Laser Technology, 93. 201-207, (2017).
- Sensores de radiación basados en fibra óptica modificada para aplicaciones de radioterapia. Ana I. De Andrés, Óscar Esteban. X Reunión Española de Optoelectrónica, OPTOEL'17, (Julio 2017). Enviado.
- Sensores multi-punto para la detección remota y simultánea de radiaciones ionizantes. Óscar Esteban, Ana I. De Andrés. X Reunión Española de Optoelectrónica, OPTOEL'17, (Julio 2017).

- Optical Fiber Sensor for low dose gamma irradiation monitoring. Ana I. De Andrés, Óscar Esteban, Miguel Embid. Sixth European Workshop on Optical Fibre Sensor EWOFS 2016.
- Sensores de radiación gamma basados en fibra óptica. Ana I. de Andrés, Óscar Esteban, Miguel Embid. 9º Reunión Española de Optoelectrónica. OPTOEL'15. (Julio 2015)

Referencias

- [1] “Introducción a las radiaciones ionizantes. Naturaleza y tipos de radiación. Interacción de la radiación con la materia”. Curso de supervisores de Instalaciones radiactivas CSN. (2012)
- [2] Adoración Pascual, Enrique Gadea. “Nota técnica NTP 614: Radiaciones ionizantes: normas de protección”. Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. (2003).
- [3] “Protección Radiológica”. Serie divulgativa CSN. M-22895-2012. (2012).
- [4] “Magnitudes y unidades radiológicas”. Material didáctico CSN. <http://csn.ciemat.es>.
- [5] ICRP, 1991. 1990 “Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”. ICRP Publication 60. Ann. ICRP 21 (1-3).
- [6] Glenn F. Knoll.” Radiation and Detection Measurement. Third Edition “. John Wiley & Sons, INC. (2000) ISBN 0-471-07338-5.

- [7] Carel W.E. van Eijk. "Inorganic Scintillator development". Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A. 460, 1-14. (2001).
- [8] Michael f. L'annunziata, "Solid Scintillation Analysis". Handbook of Radioactivity Analysis, Second Edition, Elsevier Science (USA). (2003)
- [9] Ioannis Valaisa, Stratos David, Christos Michail, Anastasios Konstantinidis, Ioannis Kandarakis, George S. Panayiotakis, "Investigation of luminescent properties of LSO:Ce, LYSO:Ce and GSO:Ce crystal scintillators under low-energy g-ray excitation used in nuclear imaging"., Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 581, 99–102. (2007).
- [10] Kan Yang, Peter R. Menge Jan J. Buzniak, and Vladimir Ouspenski." Performance Improvement of Large Sr^{2+} and Ba^{2+} co-doped $\text{LaBr}_3\text{:Ce}^{3+}$ Scintillation Crystals". 2012 IEEE Nuclear Science Symposiwn and Medical Imaging Conference Record (NSS/MIC). (2012).
- [11]. Marvin J. Weber. "Inorganic Scintillators: today and tomorrow". Journal of luminiscence 100, 35-45. (2002)

- [12] A. Kumar, A. J. Walker. "An experimental study of relative response of plastic scintillators to photons and beta particles". *Radiation Measurements*. 47. 930-935. (2012)
- [13] Sanjoy Mukhopadhyay. "Plastic gamma sensors: an application in detection of radioisotopes". *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*, (2004).
- [14] William W. Moses, "Current trends in scintillator detectors and materials". *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A*. 487. 123-128. (2002).
- [15] Glenn C. Tyrrell, "Phosphor and scintillators in radiation imaging detectors", *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A*. 546,180-187. (2005)
- [16] Radiation Measurement. Manfred Krammer. IPM school, Tehran. (2011)
- [17] S. O'Keeffe. C. Fitzpatrick and E. Lewis. A.I. Al-Shamma'a "A review of optical fibre radiation dosimeters". *Sensor Review* 28/2, 136-142. (2008). Emerald Group Publishing Limited [doi: 10.1108/02602280810856705]

- [18]. Kyoung Won Jang, Bong Soo Lee, Joo Hyun Moon. “Development and characterization of the integrated fiber-optic radiation sensor for the simultaneous detection of neutrons and gamma rays”. *Applied Radiation and Isotopes* 69, 711–715. (2011).
- [19] Concepción Pulido. “Dispositivos fotónicos de medida basados en fibra óptica de polímero”. PHD. UAH. (2013)
- [20] Kyoung Won Jang, Dong Hyun Cho, Sang Hun Shin, Wook Jae Yoo, Jeong Ki Seo, Bongsoo Lee, Sin Kim, Joo Hyun Moon, Young-Ho Cho, and Byung Gi Park. “Characterization of a Scintillating Fiber-optic Dosimeter for Photon Beam Therapy”. *Optical Review*. Vol. 16, No 3. 383-386. (2009).
- [21] A.G. Mignani, S. Romano, F. Fusi, A.Mencaglia. “Radiation Dosimetry in Radiotherapy:a Model for an Extrinsic Optical Fiber Sensor” *Proc. SPIE* 3483, European Workshop on Optical Fibre Sensors, 99 (June 18, 1998); doi:10.1117/12.309649
- [22] Garry B. Spector, Tom McCollum, Alexander R. Spowart. “Scintillator fiber optic long counter for neutron detection”. *Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A*. 309, 303-317. (1991)

[23] Dan Sporea, Adelina Sporea, Sinead O’Keeffe, Denis McCarthy and Elfed Lewis. “Optical fiber and Optical Fiber Sensors Used in Radiation Monitoring. Selected Topics on Optical Fiber Technology”. Edited by Moh. Yasin, Sulaiman W. Harun and Hamzah Arof, ISBN 978-953-51-0091-1, 680 pages, Publisher: InTech, Chapters published February 22, 2012 under CC BY 3.0 license doi: 10.5772/2429.

[24] Carolina Beres, Fábio Vieira Batista de Nazaré, Nathália Correa Chagas de Souza, Marco Antônio Lemos Miguel, Marcelo Martins Werneck. “Tapered plastic optical fiber-based biosensor – Tests and application”. *Biosensors and Bioelectronics*. 30, 328-332. (2011)

[25] George P. Anderson, Joel P. Golden, and Frances S. Ligler. “An Evanescent Wave Biosensor- Part I: Fluorescent Signal Acquisition from Step-Etched Fiber Optic Probes”. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 41, no. 6. (1994).

[26] Saeed Azad, Ebrahim Sadeghi, Roghaieh Parvizi, Azardokht Mazaheri, M. Yousefi. “Sensitivity optimization of ZnO clad-modified optical fiber humidity sensor by means of tuning the optical fiber waist diameter”. *Optics & Laser Technology*. 90, 96-101. (2017).

- [27] B.S. Lee, Y.M. Hwang, H.S. Cho, S. Kim, and S. Cho. "Fabrication of fiber-optic radiation sensor tips with inorganic scintillator for remote sensing of X or γ - ray". Nuclear Science Symposium Conference Record, 2004 IEEE. 8614483. doi: 10.1109/NSSMIC.2004.1462344.
- [28] A. Snyder and J. Love. "Optical waveguide theory", vol. 190. Springer Science & Business Media, ISBN 978-1-4613-2813-1 (2012).
- [29] <https://commons.wikimedia.org/wiki/>
- [30] O. Ziemann, J. Krauser, P. Zamzow, and W. Daum, "POF handbook: optical short range transmission systems". Springer, (2008).
- [31] M. Al and T. Morse, "Specialty optical fibres hand book". Academic Press. ISBN:97801493300716. (2006).
- [32] L. Bilro, N. Alberto, J. Pinto, and R. Nogueira, "Optical sensors based on plastic fibers," Sensors, vol. 12, no. 9, pp. 12184–12207. (2012).

- [33] Denis McCarthy, Sinead O’Keeffe, Elfed Lewis. Dan Sporea, Adelina Sporea, Ion Tiseanu. “Optical fibre X-ray radiation dosimeter sensor for low dose applications”. 2011 IEEE Sensors Proceedings 978-1-4244-9289-3/11. (2011)
- [34] D. McCarthy, S. O’Keeffe, G. Leen, E. Lewis. “Optical Fibre Radiation Dosimetry for Low Dose Applications”. IEEE SENSORS 2010 Conference. 978-1-4244-8168-2/10. (2010)
- [35] O’Keeffe, S., Fitzpatrick, C., Fernandez Fernandez, A., Brichard, B. Berghmans, F. and Lewis E. “Evaluation of PMMA optical fibres as gamma dosimeters for nuclear applications”. 13th International Plastic Optical Fibres Conference, Nurnberg. (2004).
- [36] O’Keeffe, S., Fernandez Fernandez, A., Fitzpatrick, C., Brichard, B. and Lewis, E. “PMMA optical fibres for real-time gamma dosimetry”. Optical Fibre Sensors Conference, Mexico. (2006).
- [37] Mahfuza Begum, A.K.M.MizanurRahman, H.A.Abdul-Rashid, Z.Yusoff, Mahbuba Begum, K.A.Mat-Sharif, Y.M.Amin, D.A.Bradley “Thermoluminescence characteristics of Ge-doped optical fibers with different dimensions for radiation dosimetry”. Applied Radiation and Isotopes. Vol. 100, 79-83. (2015).

- [38] A. Fernandez Fernandez, B. Brichard, S. O’Keeffe, C. Fitzpatrick, E. Lewis, J.-R. Vaille, L. Dusseau, D.A. Jackson, F. Ravotti, M. Glaser, H. El-Rabii. “Real-time fibre optic radiation dosimeters for nuclear environment monitoring around thermo-nuclear reactors”. *Fusion Engineering and Design* 83, 50–59. (2008)
- [39] Huston, A.L., Justus, B.L., Falkenstein, P.L., Miller, R.W., Ning, H. and Altemus, R. “Remote optical fibre dosimetry” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 184, 55-67. (2001).
- [40] M-R. Ioan “Amorphous and crystalline optical materials used as instruments for high gamma radiation doses estimations”. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B* 377, 43–49. (2016).
- [41] A. Fernandez Fernandez, B. Brichard, H. Ooms, R. Van Nieuwenhove and F. Berghmans. “Gamma dosimetry using Red 4034 Harwell dosimeters in mixed fission neutrons and gamma environments”. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, Volume: 52, Issue: 2, (April 2005).
- [42] Fernandez, A. F., O’Keeffe, S., Fitzpatrick, C., Brichard, B., Berghmans, F., & Lewis, E. “Characterization of commercial

PMMA optical fibres for high gamma dose monitoring.” Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering 5855 · May 2005 DOI: 10.1117/12.624005 · Source: OAI

[43] <http://www.crystals.saint-gobain.com/products/organic-scintillation>

[44] Kyong Won Jang, Wook Jae Yoo, Jeong Ki Seo, Ji Yeon Heo, Jinsoo Moon, Jang-Yeon Park, Sin Kim, Byung Gi Park, Bongsoo Lee “Measurement and Removal of Cerenkov Light Generated in Scintillating Fiber-Optic Sensor Induced by High-energy Electron Beams Using Spectrometer”. Optical Review, Vol. 18. No 1, 176-179 (2011).

[45] L.M. Moutinho, I.F. Castro, L. Peralta, M.C. Abreu, J.F.C.A. Veloso. “Development of a scintillating optical fiber dosimeter with silicon photomultipliers”. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, spectrometers, Detectors and Associated Equipment. Volume 735, 640–643. (2014)

[46] David L. Chichester, Scott M. Watson, James T. Johnson. ” Comparison of BCF-10, BCF-12, and BCF-20 Scintillating Fibers for Use in a 1-Dimensional Linear Sensor”. IEEE 2012 Nuclear Science Symposium. (2012).

- [47] McCarthy D, O’Keeffe S, Lewis E, Sporea D, Sporea A, Tiseanu I, Woulfe P. “Radiation dosimeter using an extrinsic fiber optic sensor”. *IEEE Sensors Journal* 14, 673-685. (2014)
- [48] Maria da Conceição Costa Pereira, Tufic Madi Filho and José Patrício Náhuel Cárdenas “Inorganic Scintillation Crystals for Neutron Detection”. *Advancements in Nuclear Instrumentation Measurement Methods and their Applications (ANIMMA)*, 2013 3rd International Conference on (2013)
- [49] C. L. Melcher and J. S. Schweitzer. “Cerium-doped Lutetium Oxyorthosilicate: A Fast, Efficient New Scintillator”. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, vol. 39, no. 4, 1992
- [50] E. I. Gorokhova/ G. V. Anan’eva, V. A. Demidenko, S. B. Eron’ko, E. A. Oreshchenko, and O. A. Khristich, “Scintillation optical ceramics based on Gd₂O₂S doped with Pr, Tb, or Eu”. *J. Opt. Technol.* 79 (1), Optical Society of America. (2012)
- [51] E.I.Gorokhova, V.A. Demidenko, S.B. Mikhrin, P.A. Rodnyi and C.W.E. van Eijk. “Luminiscence and Scintillation Properties of Gd₂O₂S:Tb, Ce Ceramics”. *IEEE Transaction on Nuclear Science* vol 52. No 6. (2005)

- [52] A. Correia, S. Chiquita, N. Sooraj Hussain, R. Pirraco, C.C. Rosa. “A multi-sensor dosimeter for brachytherapy based on radioluminescent fiber sensor”. Proc. Of SPIE vol 8794 879415-1. Fifth European On Optical Fiber Sensor (2013)
- [53]. L. Mihai, I. Vata, G. Leen, E. Lewis. “A review of recent advances in optical fibre sensors for in-vivo dosimetry during radiotherapy”. British Journal of Radiology. (March 2015)
- [54] C Fitzpatrick, C O'Donoghue, J Schöbel, B Bastiaens, P van der Slot, E Lewis and D Pendrill. “A large core polymer optical fibre sensor for x-ray dosimetry based on luminescence occurring in the cladding”. Meas. Sci. Technol. 15, 1586–1590. (2004).
- [55] Dan Sporeaa, Laura Mihai, Ion Tiseanu, Ion Văta, Denis McCarthy, Sinead O'Keeffe, Elfed Lewis. “Multidisciplinary evaluation of X-ray optical fiber sensors”. Sensors and Actuators A 213, 79–88. (2014).
- [56] Lingxia Chen, Elfed Lewis, Peter Woulfe, Sinead O'Keeffe. “Comparisons between Novel Approaches in Silica Optical Fibre and Plastic Fibre for Use in Clinical in-vivo Dosimetry. IEEE Conference Sensor 2016. doi: 10.1109/ICSENS.2016.7808906.

- [57] A.G. Glendinning, S G Hunt and D E Bonnett. "Measurement of the response of Gd₂O₂S:Tb phosphor to 6 MV x-rays". Phys. Med. Biol. 46, 517–530. (2001).
- [58] C.M.Michail. G.P. Fountos, P.F. Liparinos, N.E. Kalyvas, I. Valais, I.S. Kandarakis, G.S. Panyiotakis "Light emission efficiency and imaging performance of Gd₂O₂S:Eu powder scintillator under x-ray radiography conditions". Med.Phys. 37 8, (July 2010).
- [59] HFBR-RXXYYYYZ Series POF DataSheet. Avago Thecnology.
- [60] <http://www.phosphor-technology.com/>
- [61] Ioannis G. Valais, Ioannis Seferis, Michalis Georgousis, George Fountos, Ioannis S. Kandarakis and George S. Panayiotakis, Christos M. Michail, Adrianos Toutountzis. "Luminescence Efficiency of Gd₂O₂S:Eu Powder Phosphors as X-ray to Light Converter". World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7-12, 2009. Munich, Germany. Vol. 25/2 diagnostics Imaging. pp 794-797. (2009).
- [62] C M Michail, G P Fountos, S L David, I G Valais, A E Toutountzis, N E Kalyvas, I S Kandarakis and G S Panayiotakis. "A comparative investigation of Lu₂SiO₅:Ce and Gd₂O₂S:Eu

powder scintillators for use in x-ray mammography detectors”. Measurement Science and Technology. 20, 104008(9pp). (2009).

[63] Yifei Mu, Ce Zhou Zhao, Yanfei Qi, Sang Lam, Chun Zhao, Qifeng Lu, Yutao Cai, Ivona Z. Mitrovic, Stephen Taylor, Paul R. Chalker. “Real-time and on-site gamma-ray radiation response testing system for semiconductor devices and its applications”. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B. 372, 14-18. (2016).

[64] Maria Georgiou, Stratos David, Eleftherios Fysikopoulos and George Loudos. “Development of a SIPM based gamma-ray imager using a Gd₃Al₂Ga₃O₁₂:Ce (GAGG:Ce) scintillator array”. Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), IEEE 2013, Seoul, South Korea. (2013).

[65] Marc Diepold, Luis M. P. Fernandes, Jorge Machado, Pedro Amaro et al. “Improved x-ray detection and particle identification with avalanche photodiodes”. Review of Scientific Instruments, 86, 053102. (2015)

[66] Edward A. McKigney_, Rico E. Del Sesto, Luiz G. Jacobsohn, Peter A. Santi, Ross E. Muenchausen, Kevin C. Ott, T. Mark McCleskey, Bryan L. Bennett, James F. Smith, D. Wayne Cooke. “Nanocomposite scintillators for radiation detection and

nuclear spectroscopy”. Nuclear Instruments & Methods in Physics Research A. 579, 15-18, (2007).

[67] R. Yasuda, M. Katagiri, M. Matsubayashi. “Influence of powder particle size and scintillator layer thickness on the performance of Gd₂O₂S:Tb scintillators for neutron imaging”. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A, 680, 139–144. (2012).

[68] B.D. Milbrath, B.J. Choate, J.E. Fast, W.K. Hensley, R.T. Kouzes, J.E. Schweppe. “Comparison of LaBr₃:Ce and NaI(Tl) scintillators for radio-isotope identification devices”. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 572, 774–784. (2007).

[69] M. Brooke Beckert, Sabrina Gallego, Yong Ding, Eric Elder, Jason H. Nadler.” Medical imaging scintillators from glass-ceramics using mixed rare-earth halides”. Optical Materials 60, 513-520. (2016).

[70] C. Pulido, Ó. Esteban. “Improved fluorescence signal with tapered polymer optical fibers under side illumination”. Sensor and Actuators B. Chemical 146, 190-194 (2010)

- [71] D.F. Merchant, P.J. Scully, N.F. Schmitt. “Chemical tapering of polymer optical fibre”. *Sensors and Actuators* 76, 365–371. (1999).
- [72] C. Pulido, Ó. Esteban. “Tapered polymer optical fiber oxygen sensor based on fluorescence-quenching of an embedded fluorophore”. *Sensor and Actuators B*. 184, 64-69. (2013)
- [73] J. Mateo Gascón, J.I. Garcés Gregorio, M.A. Losada Minué, “A novel technique to fabricate low loss POF tapers”. *Proceedings of the 9th International Conference on Plastic Optic Fibres and Application*, 72–75. (2000).
- [74] C. Pulido, Ó. Esteban “Multiple fluorescence with side-pumped tapered polymer fiber”. *Sensor and Actuators B*. 157, 560-564. (2011).
- [75] Thorlabs Datasheet. LED370E Ultra Bright Deep Violet LED.
- [76] Thorlabs Datasheet. LED525E Ultra Bright Green LED.
- [77] Epoxy Technology. EPO-TEK 301. Technical Darta Sheet.
- [78] <http://www.stellarnet.us/>

[79] John A. Shepherd, Sol M. Gruner, Mark W. Tate, Melvin Tecotzky. "Study of afterglow in x-ray phosphors for use on fast-framing charge-coupled device detectors". 3212 Opt. Eng. 36(11) 3212–3222 (November 1997)